

FACULTE DE MEDECINE DE PARIS

ANNÉE 1935

THÈSE

No

610

POUR LE

DOCTORAT EN MÉDECINE

(Diplôme d'Etat)

PAR

Pierre SARDIN

Né le 13 Décembre 1909 à Limoges (Haute-Vienne)

Étude sur les Facteurs
qui
conditionnent la Qualité
en
Radiographie Rapide

Président : M. STROHL, Professeur.

PARIS

LIBRAIRIE MÉDICALE MARCEL VIGNÉ

11 & 13, RUE DE L'ÉCOLE DE MÉDECINE

1935

013

THÈSE
POUR LE DOCTORAT
EN MÉDECINE



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA40152018_0033

ANNÉE 1935

THÈSE

N°

POUR LE

DOCTORAT EN MÉDECINE

(Diplôme d'Etat)

PAR

Pierre SARDIN

Né le 13 Décembre 1909 à Limoges (Haute-Vienne)

Étude sur les Facteurs
qui
conditionnent la Qualité
en
Radiographie Rapide

Président : M. STROHL, Professeur.

PARIS

LIBRAIRIE MÉDICALE MARCEL VIGNÉ

11 & 13, RUE DE L'ÉCOLE DE MÉDECINE

1935

LE DOYEN : G. ROUSSY

I. — PROFESSEURS

Anatomie	MM. ROUVIERE.
Physiologie	Léon BINET.
Physique médicale	STROHL.
Chimie médicale	DESGREZ.
Bactériologie	Robert DEBRE.
Parasitologie et histoire naturelle médicale	BRUMPT.
Pathologie médicale et générale	BAUDOUIN.
Pathologie chirurgicale	CHEVASSU.
Anatomie pathologique	ROUSSY.
Histologie	CHAMPY.
Pharmacologie et matière médicale	TIFFENEAU.
Thérapeutique	HARVIER.
Hygiène et médecine préventive	TANON.
Médecine légale	BALTHAZARD.
Histoire de la médecine et de la chirurgie	LAIGNEL-LAVASTINE.
Pathologie expérimentale et comparée	FIESSINGER.
Hydrologie thérapeutique et climatologie	Maurice VILLARET
Clinique médicale	LOEPER.
	CARNOT.
	CLERC.
	Marcel LABBE.
Hygiène et clinique de la première enfance	LEREBoullet.
Clinique des maladies des enfants	NOBECOURT.
Clinique des maladies mentales et des maladies de l'encéphale.	H. CLAUDE.
Clinique des maladies cutanées et syphilitiques	GOUGEROT.
Clinique des maladies du système nerveux	GUILLAIN.
Clinique des maladies infectieuses	LEMIERRE.
Clinique chirurgicale	CUNEO.
	GOSSET.
	GREGOIRE.
	LENORMANT.
Clinique ophtalmologique	TERRIEN.
Clinique urologique	MARION
Clinique d'accouchements	BRINDEAU.
	COUVELAIRE.
	JEANNIN.
Clinique gynécologique	N...
Clinique chirurgicale infantile et orthopédie	OMBREDANNE.
Clinique thérapeutique médicale	RATHERY.
Clinique oto-rhino-laryngologie	LEMAITRE.
Clinique thérapeutique chirurgicale	Pierre DUVAL.
Clinique propédeutique	SERGEANT.
Clinique de la tuberculose	BEZANÇON.
Clinique chirurgicale orthopédique de l'adulte	MATHIEU.
	HOVELACQUE.
	MULON.
Professeurs sans chaire	OLIVIER.
	VERNE.
	MOCQUOT.

II. — AGRÉGÉS EN EXERCICE

MM.

BENARD (Henri) Pathologie médicale.
BERNARD (E) .. Pathologie médicale.
BOULIN..... Pathologie médicale.
BULLIARD..... Histologie.
CATHALA Pathologie médicale.
CHEVALLIER.. Pathologie médicale.
DOGNON..... Physique.
FEY..... Urologie.
GALLIARD..... Parasitologie.
GASTINEL Bactériologie.
DE GAUDART D'ALLAINES Pathologie
 chirurgicale.
GAYET..... Physiologie.
GIROUD..... Histologie.
HAGUENEAU.. Pathologie médicale.
HALPHEN..... Oto-rhino-Laryng.
HAZARD..... Pharmacologie.
HUGUENIN.... Anatomie pathologique
JOANNON..... Hygiène.
LABBE (Henri). Chimie biologique.
LACOMME..... Obstétrique.
LANTUEJOUL . Obstétrique.

MM-

LAROCHE (Guy) Pathologie médicale
LEMAIRE....., Pathologie expérimentale.
LEVEUF Pathologie chirurgicale
Mlle J. LEVY.. Pharmacologie.
LEVY-VALENSI Neurologie et Psychiâ-
 trie.
MOREAU..... Pathologie médicale.
MOULONGUET. Pathologie chirurgicale
MOUQUIN..... Pathologie médicale.
OBERLING.... Anatomie pathologique
PETIT-DUTAILLIS.. Pathologie chirurgicale
PIEDELIEVRE . Médecine légale.
PORTES..... Obstétrique.
RICHT..... Physiologie.
SANNIE..... Chimie biologique.
SENEQUE..... Pathologie chirurgicale
TROISIER Pathologie expérimentale
TURPIN..... Pathologie médicale.
VIGNES Obstétrique.
WILMOTH..... Pathologie chirurgicale
BESANÇON.... Hydrologie.

III. — AGRÉGÉS RAPPELÉS A L'EXERCICE pour le service des examens

MM.

ALGLAVE..... Pathologie chirurgicale
BUSQUET..... Pharmacologie.
CHAILLEY-BERT Physiologie.

MM.

LEROUX Anatomie pathologique
NEVEU-LEMAIRE Parasitologie.

IV. — AGRÉGÉS CHARGÉS DE COURS DE CLINIQUE ANNEXE A TITRE PERMANENT

MM.

ABRAMI Clinique médicale.
 ALAJOUANINE. Clinique médicale.
 AUBERTIN..... Clinique médicale.
 BRULE Clinique médicale.
 CHABROL Clinique médicale.
 CHIRAY Clinique médicale.
 DONZELOT Clinique médicale.
 DUVOIR Clinique médicale.
 LIAN Clinique médicale.
PASTEUR-VALLÉRY-RADOT Clinique médicale.
 SEZARY Clinique médicale.

MM.

BASSET Clinique chirurgicale.
 BROCC Clinique chirurgicale.
 CADENAT Clinique chirurgicale.
 GATELLIER Clinique chirurgicale.
 HEITZ-BOYER.. Clinique chirurgicale.
 MOURE Clinique chirurgicale.
 QUENU Clinique chirurgicale.
 SCHWARTZ Clinique chirurgicale.
 VELTER Clinique chirurgicale.

MM.

ECALLE..... Clinique obstétricale.
 GUENIOT..... Clinique obstétricale.
 LE LORIER Clinique obstétricale.
 LEVY-SOLAL ... Clinique obstétricale.
 METZGER..... Clinique obstétricale

V. — CHARGÉS DE COURS

MM.

CHAILLEY-BERT, agrégé.....	Education Physique.
LEDoux-LEBARD.....	Radiologie clinique.
WEILL-HALLE.....	Puériculture.
FREY.....	Stomatologie.

Par délibération en date du 9 décembre 1798, l'Ecole a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées, doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner aucune approbation ni improbation.

A MES PARENTS

*Que ce « point final » leur adoucisse
un peu l'amertume de l'heure présente.*

A MA FEMME

*Mon Ami, qui m'est l'animatrice et
la joie de tout travail. Faible gage de
mon immense tendresse.*

A MON FILS MICHEL

Je suis heureux de dédier cette étude.

A MES BEAUX-PARENTS

Témoignage de ma filiale affection

MEIS ET AMICIS

A MON MAITRE ET PRÉSIDENT DE THÈSE
MONSIEUR le PROFESSEUR STROHL

PROFESSEUR DE PHYSIQUE MÉDICALE
A LA FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

*En reconnaissance pour le très grand
honneur qu'il me fait en acceptant
la présidence de cette thèse; pour sa
constante bienveillance à mon égard et
pour la formation scientifique tirée de
son enseignement.*

A MES MAITRES EN ELECTRO-RADIOLOGIE

Monsieur le Docteur LEDOUX-LEBARD

CHARGÉ DE COURS A LA FACULTÉ DE MÉDECINE

DE PARIS

ÉLECTRORADIOLOGISTE DES HOPITAUX

CHEF DU CENTRE ANTICANCÉREUX de la SALPÊTRIÈRE

*Qu'il veuille bien trouver ici l'hommage
de ma profonde gratitude et de mon
admiration pour la qualité rare de son
enseignement et sa paternelle bonté.*

Monsieur le Docteur DAUSSET

CHEF DU SERVICE CENTRAL DE PHYSIOTHÉRAPIE

DE L'HOTEL-DIEU

CHEVALIER DE LA LÉGION D'HONNEUR

*Après un charmant accueil dans son
nouveau service, il s'est ingénié à me
familiariser avec les ressources multiples
de la physiothérapie; je lui en garde
une grande reconnaissance.*

A Monsieur le Docteur CUBERTAFON
MÉDECIN-HONORAIRE DE L'HOPITAL DE LIMOGES
CHEVALIER DE LA LÉGION D'HONNEUR

*Je ne saurais oublier qu'il fut mon
premier maître.*

A Monsieur le Docteur DESCAZALS
CHIRURGIEN HONORAIRE DE L'HOPITAL DE LIMOGES
CHEVALIER DE LA LÉGION D'HONNEUR

*Toute sa vie professionnelle est un
exemple de conscience et de bonté médicales.*

A Monsieur le Docteur DURAND
MÉDECIN DE L'HOPITAL DE LIMOGES
PROFESSEUR D'HISTOLOGIE A L'ÉCOLE DE MÉDECINE
CHEVALIER DE LA LÉGION D'HONNEUR

*Qui avec douceur et bienveillance,
m'a fait bénéficier de sa science étendue.*

A Monsieur le Docteur VOUZELLE
CHIRURGIEN DE L'HOPITAL DE LIMOGES
PROFESSEUR DE CLINIQUE CHIRURGICALE
CHEVALIER DE LA LÉGION D'HONNEUR

*Il sut m'intéresser par le charme vivant
qu'il apporte à ses leçons de Clinique.*

A TOUS MES MAÎTRES
DE L'HOPITAL ET DE L'ÉCOLE DE MÉDECINE
DE LIMOGES

INTRODUCTION

Depuis que la radiographie est entrée dans le domaine du diagnostic médical, la clinique n'a cessé de lui demander toujours plus de précision. Pour se diriger en cette matière, vers la voie de la perfection, il convient de réaliser, dans les facteurs techniques, un certain nombre de conditions, parmi lesquelles la *netteté* et le *contraste* des clichés nous semblent primordiaux.

Or dans ce sens, nous pouvons agir sur différents facteurs :

- immobilité du segment étudié,
- travail à grande distance,
- diminution des dimensions du foyer radiogène.

L'*immobilité* est facilement réalisable pour les segments squelettiques des membres, mais exige l'emploi de *temps de pose très courts* pour les organes en mouvement, thoraciques ou abdominaux.

L'*augmentation de la distance* anticathode-film, nécessitée par ce besoin de netteté est encore indispensable

à l'obtention d'images en *vraie grandeur*, ou pouvant être considérées comme telles.

Ces deux conditions, qui réclament une *augmentation de la puissance*, forment un groupe qui est incompatible avec la troisième :

Diminution des dimensions du foyer. — En effet, une surface déterminée d'un métal anticathodique donné ne peut supporter qu'une charge limitée sans détérioration.

Pour concilier ces deux exigences opposées, divers procédés se présentent à l'esprit :

— Un premier consisterait à utiliser un métal anticathodique plus résistant à la fusion que le tungstène. Nos connaissances actuelles ne nous permettent pas de le retenir. — Il faut donc chercher à augmenter artificiellement la surface chargée, sans agrandir le foyer optique. Pour ce faire deux solutions actuelles :

— L'une, couramment employée déjà, est celle du *foyer linéaire*, qui charge thermiquement une surface rectangulaire allongée, vue, si l'on peut dire, en raccourci ; donc foyer optiquement petit ;

— L'autre présentera au bombardement électronique une surface froide constamment renouvelée : c'est le tube à *anticathode tournante*, qui bénéficie du premier artifice.

Nous tenons à remercier ici MM. DEBAINS et LA ROCHE qui nous ont toujours accueilli avec tant d'amabilité

et prodigué les renseignements les plus divers ; M. IRIART qui a perdu bien du temps auprès de nous avec une bonne grâce souriante. Tous trois appartiennent à la COMPAGNIE GÉNÉRALE DE RADIOLOGIE.

Nos remerciements vont encore à M. MASSIOT, de la firme qui porte son nom, pour l'empressement avec lequel il s'est mis à notre disposition et les précieux documents qu'il nous a transmis.

PREMIÈRE PARTIE

La netteté en Radiographie

Comment envisager la *netteté* au point de vue optique. Nous dirons que la netteté absolue est atteinte si chaque point de l'objet est représenté par un point de l'image.

Le *flou géométrique*, inverse de la netteté, est défini par le diamètre du cercle de dispersion qui représente, à la projection, un point de l'objet. Ce flou dépend d'un très grand nombre de facteurs : distance focus-objet, distance focus-film, dimensions du foyer d'émission des rayons X... etc...

Indiquons tout de suite des ordres de grandeurs : en photographie d'amateurs, un flou de $1/20$ de millimètre est à peine acceptable avec un appareil bon marché. En radiographie, le flou d'une image directe, c'est-à-dire sans agrandissement photographique commence à être perceptible à $2/10$ de mm. Quand le cercle de dispersion atteint un diamètre de $5/10$ de mm., un radiographe se trouvant dans des conditions courantes est encore satisfait, s'il s'agit de parties assez éloignées du film, comme l'articulation coxo-fémorale, par exemple. On ne saurait plus admettre un flou de 1 mm., bien que cette valeur soit assez fréquente pour des vertèbres

lombaires de profil, sur Potter-Bucky à 1 m. avec un foyer de $4\text{mm} \times 4\text{mm}$.

L'étude des facteurs de netteté va nous montrer combien il est difficile de réaliser des images à peu près correctes, au point de vue de la netteté.

LES PROJECTIONS CONIQUES. — Les rayons X se propagent en ligne droite ; les objets ou les constituants du corps humain interposés sur leur trajet se projettent sous forme de *silhouettes* dont l'opacité dépend du numéro atomique des matériaux de l'édifice moléculaire. L'ombre produite par un objet, que nous supposons homogène, est déterminée par la *révolution de la tangente extérieure commune* au corps et à la source.

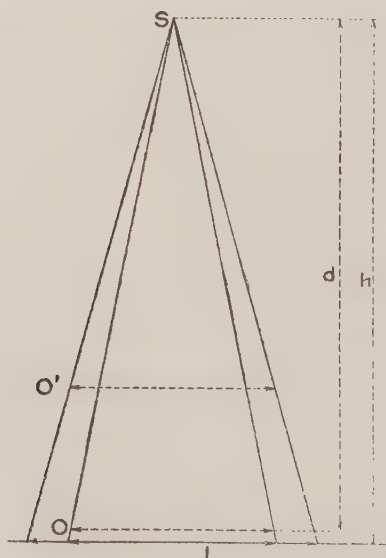


Fig. 1.

Il convient d'observer que les silhouettes ainsi obtenues sont *agrandies* du fait même qu'il s'agit d'un cône : les sections normales sont de grandeurs croissantes à mesure que l'on s'éloigne du sommet. L'image est d'autant plus agrandie que :

— *l'objet est plus près de la source,*

— *l'objet est plus loin du plan de projection.*

L'agrandissement est facile à calculer. Considérons la *figure 1* où S est la source radiogène, supposée punctiforme, O, l'objet, d, la distance anticathode-objet, h, la distance anticathode-film, I, la dimension de l'image nous avons :

$$I = O \frac{h}{d}$$

Pour que l'image obtenue ait des dimensions aussi voisines que possible de celles de l'objet, il faut que l'expression $\frac{h}{d}$ tende vers l'unité ; sans que cette condition idéale puisse être jamais remplie, car le sujet examiné ayant une épaisseur qui est loin d'être négligeable, nous aurons toujours un certain nombre de parties qui se trouveront assez éloignées du plan de projection.

Quand le sujet est appliqué contre la cassette porte-film, ou contre le diaphragme antidiffuseur, nous ne pouvons plus rapprocher l'objet de l'écran. Nous ne pouvons donc agir pour limiter l'agrandissement que sur *l'éloignement de la source* qui diminue la valeur du

rapport $\frac{h}{d}$. C'est ainsi que, pour une distance anticathode-film de 40 cm. et un sujet de 25 cm. d'épaisseur, l'agran-

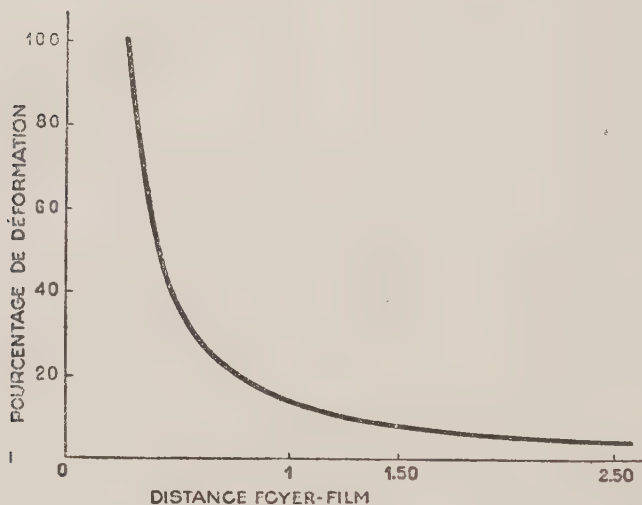


Fig. 2

dissement subi par les parties les plus éloignées est de :

$$\frac{40}{15} = 2,66$$

alors que cette valeur, si nous éloignons la source à 2 mètres, se trouve réduite à :

$$\frac{200}{175} = 1,12$$

La courbe de la figure 2 indique les valeurs des déformations pour différentes distances.

Les images obtenues en radiographie ne sont pas seule-

ment agrandies, elles sont aussi *déformées* et ce pour trois principales raisons :

1^o Les parties *les plus éloignées* du film sont *plus agrandies* que celles qui en sont très près. Cette notion, qui découle de ce que nous venons de voir, indique que les rapports de grandeurs seront faussés, ce qui peut bien s'appeler une déformation et peut entraîner des erreurs dans l'interprétation des images.

2^o Les ombres obtenues ne sont que des silhouettes planes d'objets qui, eux, occupent les *trois dimensions de l'espace*. Suivant l'incidence sous laquelle le faisceau

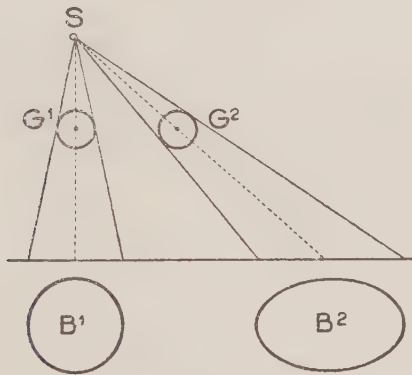


Fig. 3

de rayons X attaque un corps quelconque, celui-ci peut avoir les formes les plus variées ; une aiguille, par exemple, peut se projeter en une série d'images, qui va du point très petit à la ligne plus grande que nature, en passant par tous les intermédiaires. Cet ordre de faits ne nous

intéresse pas directement ; on l'évite en faisant plusieurs projections dans des plans variés.

3° *L'obliquité du faisceau* modifie profondément les dimensions et les contours de la projection. Ce phénomène se trouve illustré par la figure 3 : le rayon passant par le centre de la sphère G_2 se projette obliquement sur le plan de l'image et le contour de la sphère B_2 n'est plus un cercle comme en G_1 , B_1 , mais une ellipse. L'obliquité diminue à mesure que l'on éloigne la source.

— Les lois des projections coniques nous imposent donc un agrandissement et des déformations particulièrement gênants. Nous n'avons d'autre ressource, pour remédier à ces inconvénients que d'éloigner le foyer du rayonnement pour nous affranchir des servitudes du faisceau conique, en nous rapprochant le plus possible de l'idéal : le faisceau de rayons parallèles.

INTERVENTION DE LA SURFACE FOCALÉ. —

Tout ce que nous venons de dire n'est vrai que pour une source radiogène *punctiforme* ou pouvant être considérée comme telle. Mais il n'en est plus du tout de même dès que l'impact anticathodique atteint une surface de dimensions mesurables ; et c'est le cas de tous nos tubes. En effet, les rayons X sont produits par l'arrêt ou accélération négative d'électrons mobiles sur une surface matérielle, qui ne saurait être nulle, comme le point idéal, puisqu'il faut une certaine quantité de rayonne-

ment, impliquant le choc de nombreux électrons. Le foyer doit donc avoir une surface plus ou moins importante.

Dans ces conditions, nous voyons intervenir la *pénombre*, phénomène bien gênant : autour de la surface représentant un point et qui est la section droite de l'ombre portée, se trouve une zone délimitée par la révolution des *tangentes internes et externes communes* à la source et à l'objet ; cependant que l'image, ou ombre est délimitée, nous l'avons vu, par la rotation de la seule tangente commune externe. Le schéma de la figure 4 illustre cette donnée ; il indique que la largeur de la pénombre dépend de la dimension du foyer et les dis-

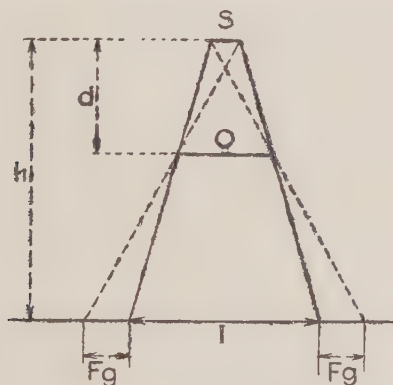


Fig. 4

tances foyer-film et objet-film. Cette dimension de la pénombre est calculable par la formule :

$$F_g = \frac{h-d}{h} S$$

dans laquelle :

- Fg = pénombre,
- h-d = distance objet film,
- h = distance foyer objet,
- S = surface focale.

Venant ainsi entourer le cercle de dispersion et, par conséquent, augmenter encore la surface représentative d'un point, la pénombre ne peut que nuire gravement à la netteté de l'image ; et ce, d'autant plus que l'objet est plus petit, car on peut même, dans ce cas, n'avoir pas la projection directe, mais seulement la pénombre. Pour chercher à atténuer ces effets, il faut rendre :

- *le foyer aussi petit que possible,*
- *la distance objet-film petite,*
- *la distance focus-film très grande.*

Pour fixer les idées, prenons quelques chiffres de pratique courante. Supposons une radiographie de colonne lombo-sacrée avec Potter-Bucky, de profil, avec un tube de 10 kw, tube dont la surface focale optique sera environ de $4\text{ mm} \times 4\text{ mm}$, à une distance foyer-film de 75 cm. ; il est très possible qu'il y ait, dans ces conditions, des points intéressants situés à une distance de 25 cm. du plan de projection. Nous aurons donc :

$$F_g = \frac{25}{50} \times 0,4 = 0,2\text{ cm.} = 2\text{ mm.}$$

Si maintenant, nous diminuons les facteurs du numé-

rateur et augmentons le dénominateur de la fraction, nous pourrions obtenir :

$$F_g = 0,17 \text{ mm.}$$

ce qui nous ramènera dans des limites acceptables, en utilisant les données suivantes : foyer ($1,2 \times 1,2$) mm., distance focus-film : 2 m. ; cependant que nous n'avons pu laminer notre patient, pour réduire l'éloignement objet-film.

En somme, l'augmentation de la distance, entre les faibles éloignements et la téléradiographie, améliore considérablement la netteté de l'image par réduction du flou géométrique ; tandis que, quand il s'agit d'augmentations minimes, le gain obtenu ne justifie pas toujours l'accroissement de puissance nécessaire : alors que le passage de 0 m.70 à 1 m. 50 diminue le flou de 30 à 10% (soit un gain de 20%), l'éloignement de 1 m. 50 à 1 m.80 par exemple, ne donne qu'un bénéfice de 2% (de 10 à 8%), ceci pour une distance fixe de 15 cm. entre l'objet et le film.

Il est intéressant, avant d'en finir avec cette question, de noter que les auteurs allemands font, très justement remarquer que l'on ne devrait pas faire de comparaison entre des clichés d'objets différents pris dans les conditions ordinaires. En effet, la distance objet-film est variable et les résultats obtenus ne sont pas du même ordre. Dans le but louable, de standardiser les conditions de travail, ces expérimentateurs utilisent dans leurs recher-

ches, des radiographies dites 20 % ; ce sont des images radiographiques d'objets-tests faites à une distance objet-film égale à 20 % de la distance totale foyer-film.

L'IMMOBILITÉ DU SUJET. — Dans les applications industrielles, on n'a pas à tenir compte d'un nouveau facteur de flou qui intervient dans le diagnostic médical. Pour nous, en effet, l'objet d'étude est un être *vivant*, donc *essentiellement mobile*. Le corps humain est susceptible de réaliser deux sortes de mouvements : volontaires et végétatifs. Sur la plupart des mouvements *volontaires*, nous pourrions agir, par des positions de détente musculaire et par des appareils d'immobilisation aussi ingénieux que variés ; sur les mouvements *respiratoires* la volonté aura encore prise pendant un certain temps, à la condition, toutefois de s'en tenir à l'inspiration moyenne ; car, en inspiration forcée, le diaphragme, très contracté, ne se maintient pas rigoureusement immobile. Enfin, nous ne pourrions en aucune façon atteindre la mobilité de la *musculature lisse*.

Or il est clair que si l'objet se déplace pendant la durée de l'impression photographique, on n'obtiendra aucune image utilisable.

Il faut donc *immobiliser* soigneusement les segments de l'appareil de relation, ce qui est la plupart du temps assez facile et, pour les viscères mobiles, effectuer la radiographie dans un *temps assez bref* pour que le déplacement

soit pratiquement nul. C'est dire que, pour une radiographie du cœur, par exemple, il faudra abaisser la durée de la pose aux environs de 1/100 de seconde, si l'on admet un flou de 2/10 de mm. puisque la vitesse maxima à laquelle se déforme le profil cardiaque est de 6 mm. en 0,34 seconde (paroi ventriculaire gauche au cours de la systole). En tous cas le 1/10 de seconde est une limite très supérieure et les auteurs spécialisés dans l'étude radiologique du cœur et du poumon travaillent avec des temps de pose variant de 1 à 8/100 de seconde.

RELATION A ÉTABLIR ENTRE LE FLOU GÉOMÉTRIQUE ET LE FLOU CINÉTIQUE. — En utilisant des écrans renforçateurs de qualité donnée, le *flou total* du cliché est égal à la somme des deux flous partiels : géométrique et cinétique : $F_g + F_c$. Le flou dû au mouvement F_c augmente avec la durée de l'exposition :

$$F_c = a t$$

où a est une constante et t le temps ; le flou géométrique F_g croît avec la surface de l'impact anticathodique, elle-même conditionnée par la charge, qui doit être d'autant plus élevée que le temps de pose est plus court.

$$F_g = \frac{b}{\sqrt{t}}$$

où b est une constante dépendant des conditions radio-

graphiques. Comme il est impossible de réaliser un temps de pose nul avec une charge infiniment grande sur une surface d'impact infiniment petite, nous sommes contraint de nous en tenir à un compromis, pour lequel les études expérimentales de CHANTRAINE ont permis d'admettre la valeur :

$$2 F_c = F_g$$

Le calcul amène, du reste, au même résultat. En effet, la somme des deux facteurs

$$F_c + F_g = a t + \frac{b}{\sqrt{t}}$$

est minimum quand

$$a - \frac{1}{2} \frac{b}{t \sqrt{t}} = 0$$

ce qui peut s'écrire :

$$2 a t = \frac{b}{\sqrt{t}} \text{ ou } 2 F_c = F_g$$

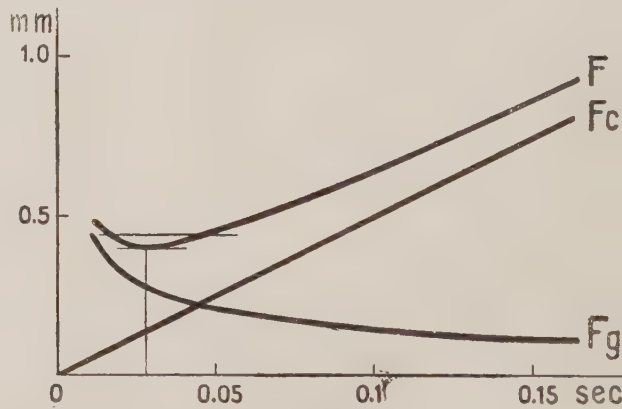


Fig. 5

Pour les installations actuelles, il faut donc s'en tenir théoriquement à la relation

$$F_g = 2 F_c.$$

entre le flou géométrique et le flou cinétique.

LE RAYONNEMENT DIFFUSÉ. — Un faisceau de rayons X traversant une certaine épaisseur de matière, subit un *affaiblissement*, que l'on peut, du point de vue du radiodiagnostic considérer comme décomposable en deux éléments : *absorption* et *diffusion*.

Le rayonnement diffusé, émis avec ou sans changement de longueur d'onde, et le rayonnement secondaire de fluorescence nuisent gravement à la netteté, comme au contraste. En effet, chaque atome de l'objet devient une source de rayons X émis dans tous les sens. La netteté du cliché se trouve considérablement diminuée, puisque chaque point d'émission nouveau donne une image ; d'où création d'une pénombre généralisée tellement nuisible à la qualité que le radiogramme obtenu peut être complètement illisible. Ces phénomènes sont d'autant plus sensibles que le sujet est plus gros, le rayonnement plus dur et l'altération recherchée moins dense. Car, pratiquement :

— la *diffusion* du rayonnement X, traversant un corps *dépend de l'épaisseur* de la couche traversée, chaque centimètre d'épaisseur transformant une même fraction de rayonnement incident en rayonnement diffusé et ce d'une façon à peu près indépendante de la longueur d'onde ;

— pour les corps de *numéros atomiques peu élevés*, les rayons *durs* sont *très diffusés* et les rayons *mous* le sont, au contraire, très peu ; pour un rayonnement de longueur d'onde = $0,1 \text{ \AA}$, l'affaiblissement total est dû pour une part de 95 % à la diffusion, alors que, pour un rayonnement de longueur d'onde = $1 \text{ \AA}$, la diffusion ne représente plus que 5 % de l'absorption.

— *proportionnellement à l'affaiblissement total*, la dif-

fusion est d'autant plus forte que le *numéro atomique* de la substance traversée est plus faible.

Parmi les rayonnements parasites, il ne faut pas oublier les rayons secondaires produits au niveau des parois de l'ampoule, ni ceux qui prennent naissance au sein de la table ou autres objets servant de support au film. Ces derniers sont toutefois négligeables pratiquement étant éliminés simplement par les parois d'aluminium de la cassette porte-film.

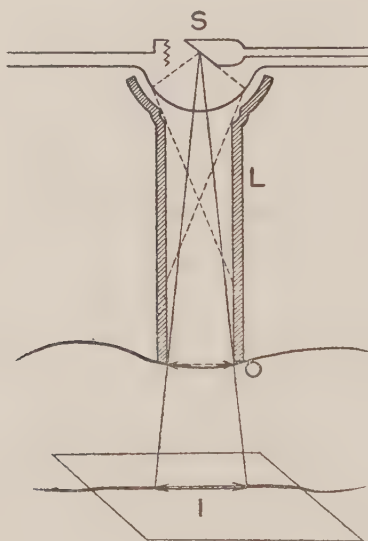


Fig. 6

Nous nous trouvons cependant dans des conditions particulièrement défavorables contre lesquelles nous ne pourrions lutter que par des artifices détournés. Les rayons issus des parois de l'ampoule seront arrêtés dans une

forte proportion par l'emploi d'un *diaphragme*, ou mieux d'un *localisateur*, dont le rôle est schématisé par la *figure 5*. Cet accessoire possède encore le grand avantage de permettre une énergique *compression* du sujet à examiner, ce qui a pour résultat de diminuer son épaisseur.

Le rayonnement diffusé par le malade est éliminé grâce à l'emploi d'*antidiffuseurs à lamelles* (*fig. 6*) dont l'invention a marqué un très gros progrès. Ce sont des grilles dont les lames opaques aux rayons X sont orientées parallèlement au rayonnement primaire. Il en existe un



Fig. 7

certain nombre de modèles : POTTER-BUCKY à grille oscillante, POTTER à deux grilles croisées, et ACKERLUND à grille spirale tournante. A signaler le réseau de LYSHOLM qui, lui, reste immobile et de ce fait imprime

sa trame sur le cliché ; il peut cependant rendre de précieux services.

Ces dispositifs à lamelles mobiles, pour être efficaces et ne pas augmenter le temps de pose d'une façon exagérée doivent répondre à un certain nombre d'exigences.

— Si l'on appelle α l'angle d'ouverture des lames, l'expérience démontre que plus l'angle α est petit, meilleure est l'action d'élimination du système. On admet pratiquement, une valeur de α telle que :

$$\operatorname{tg} \frac{\alpha}{2} \leq 0,15$$

ce qui donne des angles inférieurs à 8°. Or, pour rendre α aussi petit que possible, on peut : soit augmenter la hauteur des lames, soit diminuer l'intervalle qui les sépare. La trop grande hauteur des lames ayant pour résultat d'éloigner le sujet du film et donc d'introduire un certain degré de flou, il vaut mieux chercher à rapprocher les lames. Ici, comme en bien d'autres circonstances, il faut s'en tenir à un compromis, car la diminution de l'angle d'ouverture entraîne la nécessité d'un *centrage* rigoureux des lamelles sur le rayonnement, faute de quoi, le temps de pose devient prohibitif. Il est indispensable d'utiliser pour la fabrication des lamelles un corps de *poids atomique élevé*, car en prenant des corps légers, on obtiendrait un nouveau rayonnement diffusé très important ; en pratique, on utilise le *plomb*.

La grille doit être animée d'un mouvement *très uni-*

forme et de durée un peu supérieure à celle du temps de pose. Il arrive cependant, parfois, avec une ampoule alimentée en tension pulsatoire que la grille soit visible ; ceci est dû à un phénomène stroboscopique et peut être évité en augmentant la vitesse de translation du réseau mobile ; ce petit inconvénient n'existe pas avec le type ACKERLUND, qui, par contre, présente de graves difficultés d'emploi.

Les dispositifs antidiffuseurs impliquent l'emploi d'une *plus grande quantité de rayonnement*, non pas tant à cause de l'absorption partielle du rayonnement direct qu'en raison de la suppression du rayonnement diffusé dont le rôle est très important dans l'impression photographique.

Supposons, en effet des lames de $1/10$ de mm. d'épaisseur séparées par un intervalle de $9/10$; l'ensemble arrêtera $1/10$ seulement du rayonnement direct, ce qui est peu. Au contraire, le rayonnement diffusé peut devenir plus important que celui qui lui donne naissance, et sa suppression entraîne alors une multiplication du temps de pose. Par exemple, pour une radiographie de jambe d'adulte, l'emploi d'un antidiffuseur augmenterait le temps de pose des $2/5$ environ de sa valeur normale ; alors que pour une radiographie de colonne lombaire, il faut au moins tripler la quantité de rayonnement incident. Il est donc la plupart du temps inexact de parler d'un coefficient de multiplication du temps de

posé pour un antidiffuseur, puisque ce facteur est variable selon l'épaisseur de la région examinée.

LES ÉCRANS RENFORÇATEURS. — Il nous reste, parmi les facteurs jouant un rôle dans la netteté du cliché radiographique, à étudier les *écrans renforceurs* dont le rôle est de diminuer la durée de la pose, ou, plus exactement, la quantité de rayonnement X incident nécessaire à l'impression du film. Leur emploi est basé sur la notion que seule est active dans le processus photographique la fraction de rayonnement absorbée au niveau de l'émulsion. Il est donc important d'en utiliser la plus grande partie possible. Pour ce faire, deux victoires importantes ont été remportées par l'emploi du *film à double couche sensible* et celui des *écrans renforceurs*.

Les écrans mettent en jeu les phénomènes de *fluorescence* que les rayons X sont susceptibles d'exciter à leur passage à travers certains corps. La longueur d'onde de la lumière produite se trouve habituellement correspondre à peu près au maximum de sensibilité des émulsions photographiques (tungstate de calcium avec maximum d'émission vers 4,330 Å° soit : à la limite du violet et de l'ultra-violet). Ce procédé augmente le noircissement dans des proportions considérables, jusqu'à réduire le temps de pose de près de 10 fois et en moyenne de 4 ou 5 fois.

Les écrans renforçateurs agissent de deux façons, l'*action lumineuse* étant la plus connue. Ils sont cependant actifs en outre grâce à la production à leur niveau d'un *rayonnement secondaire mou* que le film absorbe facilement. Certes, aussi bien l'un que l'autre, le rayonnement secondaire et le rayonnement lumineux sont émis sans direction privilégiée, ce qui nuit à la netteté — et la preuve en est dans la beauté des images squelettiques des extrémités prises sans écran — mais on peut considérer qu'ils n'agissent qu'à l'endroit précis où ils ont été produits, si l'écran et le film sont en *contact parfaitement intime*. Ce fait est très sensible quand une cassette ferme mal ou est munie de ressorts insuffisants. Du reste il ne faut pas être trop rigoriste sur ce sujet, puisque dans l'épaisseur même de la couche de gélatino-bromure d'argent, il se produit du rayonnement secondaire. Voici donc un point de pratique très important : nécessité absolue d'un contact parfait entre le film et l'écran, ce qui fait souvent préférer les écrans *mats* aux écrans cependant moins fragiles, qui sont recouverts d'un *vern*is.

Malheureusement, les écrans renforçateurs ont l'inconvénient d'être *d'autant plus lumineux que leur grain est plus gros*. La dimension des cristaux est environ 50 fois plus grande que celle des grains de gélatino-bromure d'argent de la couche photographique ce qui tend à diminuer la netteté. Pour remédier à ceci, certains fabricants ont mis récemment au point des écrans

renforçateurs à *grain fin* et à support plastique légèrement coloré qui introduisent un flou beaucoup plus minime, mais dont le coefficient de renforcement n'est que la moitié environ de celui des écrans normalement utilisés et exige, par conséquent, une élévation correspondante de la quantité de rayonnement nécessaire à une impression photographique correcte.

Le contraste radiographique

QUELQUES DÉFINITIONS. — Qu'est-ce que le contraste ? C'est la *luminosité différentielle maxima* d'un objet, autrement dit, c'est la différence d'opacité entre le point le plus noir et le point le plus transparent d'un objet. Pour cette étude particulièrement complexe, nous serons obligé d'envisager successivement les contrastes du sujet, du cliché et du rayonnement.

L'*objet*, au point de vue radiologique est d'autant plus contrasté qu'il présente des constituants de numéros atomiques plus éloignés. Nous savons, en effet, que les corps de poids atomique élevé arrêtent plus de rayonnement que ceux dont le poids atomique est minime. Pour un rayonnement de $0,5 \text{ \AA}$, par exemple, 1 cm. de tissu musculaire arrête 39 % et 1 cm. d'os arrête 99,6 % des rayons incidents . Après passage dans le muscle, il reste donc :

$$\frac{61}{0,4} = 152$$

fois plus de rayonnement que derrière la couche osseuse. Le contraste entre ces deux objets est de 152.

Le contraste du *rayonnement*, qui est relatif, dépend

de la longueur d'onde. Si, en effet, nous avons trouvé pour une qualité correspondant à $0,5 \text{ A}^\circ$ un contraste de 152 entre 1 cm. d'os et 1 cm. de muscle, nous trouverons des valeurs très différentes si nous augmentons ou diminuons la longueur d'onde. Avec un rayonnement dur, la quantité totale qui traverse les couches envisagées croît énormément pour l'une comme pour l'autre. Il reste, pour $\lambda = 0,3 \text{ A}^\circ$, 77 % de l'énergie primitive derrière le muscle et 24 % derrière l'os. Le contraste se trouve alors sensiblement plus faible :

$$\frac{77}{24} = 3,2$$

Si nous prenons, au contraire, un rayonnement très mou, par exemple de $\lambda = 0,7 \text{ A}^\circ$ correspondant à une tension d'excitation de 17.600 volts (inutilisé pratiquement en diagnostic), les intensités restantes ont alors entre elles des différences énormes : muscle, 37 % et os, 0,00014 % ce qui donne un contraste extrême :

$$\frac{37}{0,00014} = 260.000$$

Nous pouvons donc dire que *le contraste est grand pour un rayonnement mou et faible pour les très courtes longueurs d'onde*. Ceci n'est d'ailleurs vrai, en valeur absolue, que pour des rayonnements *monochromatiques*.

Au point de vue du *film*, il faut considérer l'aptitude de l'émulsion à fournir des contrastes, et le contraste définitif du film complètement traité.

Pour le contraste de l'*émulsion*, il faut amener le raisonnement d'assez loin. Prenons un film normalement impressionné, développé et fixé sur lequel nous enverrons un faisceau lumineux d'intensité I_0 . Après avoir traversé un point donné de la couche considérée, l'in-

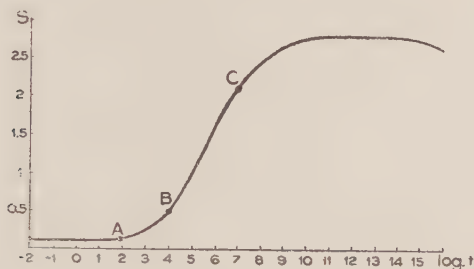


Fig. 8

tensité de ce faisceau sera réduite à une valeur I_x . On appelle noircissement S de la couche en ce point le logarithme décimal du quotient de ces deux extrémités :

$$S = \log \frac{I_0}{I_x}$$

Or le noircissement dépend des éclairissements reçus par l'*émulsion* de gélatino-bromure d'argent. Portons en abscisse une fonction des éclairissements, soit, dans le cas de la figure 7, les logarithmes des temps d'exposition, et en ordonnée les noircissements S ; nous pouvons alors construire une courbe qui caractérise l'*émulsion* photographique étudiée. Sitôt que l'on arrive à l'exposition dite normale B-C, la tangente à la courbe se confond avec cette courbe elle-même, puisque celle-ci devient une

droite. En prolongeant cette tangente jusqu'à l'axe des abscisses, nous voyons que l'on obtient un angle α dont la tangente trigonométrique, appelée γ exprime le contraste de l'émulsion. Une émulsion est d'autant plus contrastée que la valeur de son γ est plus grande ; en effet, ce facteur indique que la courbe est plus raide, autrement dit que les différences des noircissements sont plus accentuées pour des éclairagements de mêmes valeurs. Une émulsion A, pour des éclairagements 4 et 8 donne un contraste $1,07 - 0,32 = 0,75$ alors qu'une autre émulsion B, pour les mêmes éclairagements donne :

$$1,44 - 0,20 = 1,24$$

donc un contraste beaucoup plus important.

Un autre facteur intervient encore, c'est l'emploi des écrans renforçateurs, car, une émulsion donnée n'a pas le même γ pour les rayons X et pour les rayons lumineux. Si l'on désire travailler avec écrans, il faudra choisir une émulsion dont le γ soit plus grand pour la lumière, alors que, pour une radiographie de main, par exemple, à faire sans écran, nous prendrons un film de γ très élevé pour les rayons X. Il faut adapter aussi soigneusement que possible le γ du film à chaque cas particulier.

En définitive, le contraste obtenu sur un cliché terminé dépend à la fois de tous les contrastes partiels envisagés : objet, rayonnement et émulsion photographique.

CONTRASTE ET PÉNOMBRE. — La *pénombre* que nous avons trouvée gênante quant à la netteté, l'est également pour le contraste correct de l'image. En effet, *sa densité n'est pas uniforme*. Reportons-nous à la construction géométrique de la figure 4, nous verrons que son opacité est moindre que celle de l'ombre portée. En outre, cette opacité diminue régulièrement vers la périphérie. Nous savons que les éclairissements varient comme l'inverse des carrés des distances ; or, il est clair que le bord de la pénombre se trouve plus éloigné de la source radiogène que sa partie centrale. Nous nous trouvons donc, avec une ombre entourée de pénombre en présence d'une tache centrale foncée allant en *dégradé* rejoindre le fond plus ou moins uniforme de l'image. C'est ce dégradé, qui pour notre œil se traduit par un manque de contraste, qui, en valeur absolue, n'existe pas, cependant. Il suffit que la pénombre d'un point voisin vienne empiéter sur la première pour que nous ne puissions plus distinguer la différence de luminosité entre les images et le fond.

QUALITÉ DU RAYONNEMENT. — De même que la pénombre, le rayonnement diffusé est nuisible à la valeur du contraste radiographique. Ce rayonnement, émis en tous sens, vient agir en tous les points de la surface sensible, qu'il impressionne légèrement, donnant

ainsi au fond un noircissement général d'intensité plus ou moins importante, appelé *voile*. Le résultat est que le contraste se trouve diminué, puisque les blancs ne sont plus clairs et que, de ce fait, la différence des opacités est réduite.

Nous en pouvons déduire que les clichés obtenus avec un *rayonnement mou* sont *plus contrastés* que ceux qui auront été impressionnés avec une *très grande différence de potentiel* aux bornes de l'ampoule, puisque les premiers comportent beaucoup moins de diffusion.

Et pour nous débarrasser de ces rayons secondaires gênants, nous allons retrouver les mêmes artifices que précédemment : localisateurs et anti-diffuseurs, avec leurs avantages, mais aussi leurs inconvénients : absorption d'une partie du rayonnement direct et de la presque totalité des rayons secondaires entraînant une augmentation considérable de la puissance nécessaire.

INTÉRÊT DE LA TÉLÉRADIOGRAPHIE. — Le contraste photographique est proportionnel à un facteur :

$$\left(\frac{d}{d + e} \right)^2$$

où d = distance foyer-objet et e = épaisseur de l'objet. Le contraste augmente donc avec la distance, tout comme la netteté. Entre une radiographie à 1 m. et une radiographie à 4 m., le rapport des contrastes est de 2,24.

« Mais la prise de radiographie à 4 m. nécessite actuellement l'emploi de tensions beaucoup plus élevées qu'à 1 m. Cette augmentation de pénétration va diminuer le contraste, d'où l'opposition de ces deux facteurs en contraste : l'augmentation de la distance et l'augmentation de la pénétration ». (IMBERT). Cette notion, du reste controversée, semble en rapport avec les dimensions de la pénombre.

LES FILMS A DOUBLE FACE. — Nous possédons actuellement un précieux moyen pour augmenter la luminosité différentielle maxima de nos clichés. Contrairement aux rayons visibles qui sont absorbés en totalité à une distance très petite de la surface, les rayons X, de par leur pénétration, *agissent en profondeur*, donnent une répartition uniforme des particules d'argent dans toute l'épaisseur de l'émulsion. C'est cette propriété que met à profit l'emploi des films émulsionnés sur les deux faces. Il y a longtemps que l'on avait songé à utiliser ce perfectionnement technique ; mais, c'était alors l'ère des plaques de verre et les phénomènes de parallaxe, malgré l'amincissement du support, n'avaient pas autorisé l'emploi de ce matériel négatif. La pellicule, en raison de son épaisseur très minime, étant dépourvue totalement de parallaxe a supprimé cet inconvénient et le film double face s'est actuellement généralisé dans le domaine courant.

Pour une même exposition, le noircissement d'un film à une seule couche sensible est moitié moins important que celui d'un film à double émulsion, dans lequel il y a addition des opacités. Il en résulte que le négatif à double face est deux fois plus riche en contrastes que le négatif sur plaque de verre.

RELATION ENTRE NETTETÉ ET CONTRASTE.

— Contraste et netteté sont, en pratique, inséparables, car ils dépendent l'un de l'autre. Si les contours d'un objet représenté sur film ne sont pas nets, il faut un contraste plus grand pour discerner quelque chose. Le *fond* joue, du reste, un rôle important dans cette perception. Supposons un point portant son ombre sur un fond plus ou moins noirci, nous le distinguerons d'autant plus facilement que ses contours seront plus nets. CHANTRAINE a fait à ce sujet des études expérimentales précises. Il a utilisé dans les essais un poumon artificiel, constitué par de la mie de pain imprégnée d'iode, ce qui donne un objet très proche de la réalité. Cet auteur trouve ainsi que, sur fond non uniforme et avec un flou absolument nul (irréalisable en pratique) le rayonnement doit subir un affaiblissement de 7% pour rendre perceptibles les plus petits détails. Si le flou atteint 1mm. — et nous avons vu que le cas n'est pas très rare — l'affaiblissement nécessaire est de l'ordre de 15%.

Ce qui veut dire que *plus la netteté est grande, moins le contraste a besoin d'être accentué*, et réciproquement.

Puissance de la source radiogène

MINIMUM D'EXPOSITION. — L'impression d'un film radiographique exige l'absorption par la couche sensible d'un certain nombre de quanta d'énergie radiante. Au-dessous d'une quantité minima, appelée *seuil*, correspondant à la portion O A de la courbe *figure 7*, le traitement photographique du film ne révèle qu'un voile léger qui se produirait même en l'absence de toute irradiation.

Non seulement c'est la seule fraction de rayonnement absorbée qui est utilisée dans le processus photographique, mais encore il semble qu'un nombre très petit des quanta absorbés puisse produire la libération des électrons qui devront jouer le rôle de catalyseurs lors de la réduction par développement (DAUVILLIERS). SILBERSTEIN indique que 2 à 4% seulement des quanta sont réellement actifs dans le processus photographique.

Les rayonnements de grande longueur d'onde auront donc une activité plus considérable que les rayons durs, aussi bien sur le film directement, que sur les écrans renforceurs ; cependant le pourcentage de rayonnement incident disponible après la traversée du corps à radio-

graphier est beaucoup plus petit lorsqu'il s'agit de grandes longueurs d'ondes que quand on se sert d'un rayonnement dur. De même lorsqu'on diminue la tension d'alimentation aux bornes de l'ampoule, l'énergie totale émise diminue beaucoup. Pratiquement, donc, l'énergie utile à la formation d'une image correcte ne sera qu'une *partie infime* de l'énergie émise au niveau de l'antécathode ; surtout si l'on utilise des tensions relativement faibles, pour avoir un très bon contraste.

Par conséquent il faut disposer d'une *puissance en rayons X importante* pour obtenir, en toutes circonstances des clichés correctement posés, dont les contrastes seront exactement proportionnels aux différences d'opacité du sujet.

LOI DES CARRÉS DES DISTANCES. — L'emploi des grandes distances (téléradiographie) nous est imposé par la recherche de la netteté, d'un contraste accentué, d'images aussi peu agrandies que possible. Il a un autre avantage très important : celui de traduire par des opacités à peu près égales des objets de même densité situés à des distances différentes du plan de projection, c'est dire que des altérations même minimales conservent leurs valeurs relatives quelle que soit leur situation dans l'épaisseur du malade.

Malheureusement la quantité de rayonnement incident diminue très vite avec l'augmentation de la dis-

tance. Au point de vue de leur propagation, les rayons X sont assimilables aux rayons lumineux. Or on sait que *les éclairéments varient en raison inverse des carrés des distances* (loi de KÉPLER). En effet, sans tenir compte de la très minime absorption au niveau de l'air, la quantité de rayonnement reste constante. A mesure que l'on s'éloigne de la source, la plage totale couverte par le faisceau (section droite du cône) augmente et ceci comme le carré de la distance. Si nous comparons les intensités par unité de surface à 1 m. et à 2 m., nous trouvons :

$$I_2 = \frac{I_1 \times 1^2}{2^2} = \frac{I_1}{4}$$

L'intensité du rayonnement X par unité de surface d'un objet est donc 4 fois plus petite à 2 m. qu'à 1 m., ce qui implique la nécessité de multiplier par 4 la quantité d'énergie émise pour avoir la même impression photographique dans les deux cas.

ÉCRANS A GRAIN FIN. — Les écrans à grains fin sont très intéressants quant à la netteté et au contraste mais nécessitent une augmentation de la puissance. Avec certains tubes actuels à foyer très fin, le flou géométrique et le flou cinétique sont tellement réduits qu'ils sont inférieurs au flou que donnent les écrans renforceurs. Nous savons déjà que ce flou est imputable, d'une part, aux fortes dimensions des cristaux et, de l'autre, à l'émission en tous sens de rayons lumineux et X

à grande longueur d'onde. Des études de laboratoire très minutieuses ont permis récemment de mettre au point des écrans, dont la matière fluorescente est cristallisée en *fragments beaucoup plus petits* que celle des écrans habituels. Mais l'émission lumineuse est d'autant plus forte que les dimensions des cristaux de tungstate de calcium sont plus grandes. En outre, pour augmenter la netteté, on a cherché à éliminer les rayons émis obliquement par rapport à la direction du faisceau

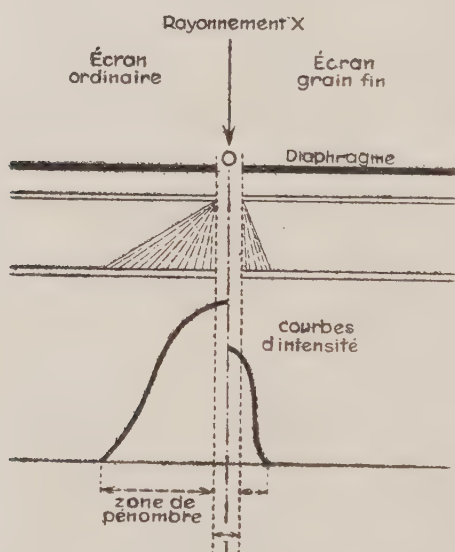


Fig. 9

incident. Dans un écran ordinaire, le rayonnement de fluorescence est absolument libre de toute entrave pour se propager obliquement à travers la couche ; il agit ainsi relativement loin et n'est que peu affaibli. Il en résulte

une forte action renforçatrice, mais aux dépens de la finesse de l'image.

Les écrans à grain fin sont formés d'une substance fluorescente liée par une *masse colorée à l'éosine* qui joue le rôle d'un filtre. De ce fait, la partie du rayonnement lumineux qui traverse perpendiculairement la couche est faiblement absorbée, tandis que les rayons diffus et particulièrement ceux qui sont très divergents et, par conséquent les plus gênants sont pratiquement arrêtés par le colorant au cours de leur trajet plus long.

Les cristaux fins émettant moins de lumière et le liant plastique coloré absorbant une partie de l'énergie de fluorescence, les écrans à grain fin ont un pouvoir renforçateur moins élevé que celui des écrans ordinaires. Le temps de pose avec écrans combinés à grain fin et couche colorée est de deux à trois fois plus long que le temps de pose minimum que permettent dans les mêmes conditions opératoires les écrans les plus rapides.

BRIÈVETÉ DE LA POSE. — Un temps de pose très court exige que le tube puisse supporter une grande puissance. En effet, étant donné qu'il faut une certaine quantité de rayonnement pour effectuer une prise de radiographie, plus le temps est bref, plus l'émission X doit être grande à chaque instant. Si, par exemple, sous 80 kw, il faut 100 milliampères-seconde, la puissance pendant chaque seconde sera de 800 watts, si le temps

Si la température dépasse une certaine valeur, le métal peut être volatilisé, et pourtant, on utilise le tungstène dont le point de fusion se trouve à 3372° ; en outre, la surface du foyer devient rugueuse par suite de multiples arrachements de matière et des alternatives de dilata-tions et de contractions auxquelles elle est soumise. Au-dessus de 3000° , la pression de vapeur du tungstène dans le tube atteint 15.10^{-3} mm. de mercure, ordre de grandeur de la pression dans les anciens tubes à gaz, et la quantité de métal volatilisée par seconde est de 0,02 mgr. par cm^2 (soit 1 mgr. en 50 secondes). Donc pour éviter tout danger de détérioration du tungstène, la température ne doit, *en aucune circonstance*, dépasser 3000° , et ce d'autant plus que la présence de quantités infinitésimales d'impuretés abaisse le point de fusion.

La plaque de tungstène est maintenue par une tige anticathodique de cuivre qui ne peut être porté qu'à une température maxima conditionnée par le point de fusion de ce métal, soit 1080° si le cuivre est pur. L'épaisseur de la pastille de tungstène ne doit pas être choisie au hasard, car elle joue un rôle très important. Nous allons essayer d'en donner une idée. Supposons une anticathode faite d'un métal infusible, mais ayant exactement la même conductivité thermique $K = 0,9$ et la même chaleur spécifique $C = 1$ que le cuivre. Faisons fonctionner le tube ainsi construit avec les constantes suivantes : temps = 1 seconde ; charge = 200 w. par mm^2 . Le maxi-

mum de température à la surface de l'anode atteint 2000° ; ce n'est que sur un plan situé à 2 mm. de profondeur que la température est de 1050° , correspondant exactement au point de fusion du cuivre. Remplaçons maintenant ces 2 mm. de métal *hypothétique* par 2 mm. de tungstène, dont la conductivité thermique $K_w = 0,4$ et la chaleur spécifique $C_w = 0,7$. Dans les mêmes conditions que précédemment, la température à la surface s'élève à 3000° , mais à 2 mm. de profondeur, nous retrouvons la même valeur de 1050° . Nous voyons donc que, pour une charge de 200 watts, par mm^2 , une épaisseur de 2 mm. de tungstène assure au cuivre une protection suffisante, alors que 1 mm. seulement amènerait la surface du cuivre en contact avec le tungstène à une température très supérieure au point de fusion du support.

La charge, limitée par l'élévation de température, dépend donc, *de la surface du foyer et du temps de pose*. THALLER et FRANCKE ont établi que la charge applicable à une anticathode de tungstène, parfaitement soudée à un barreau de cuivre pur, est de 200 w. par mm^2 pendant une seconde et peut être portée à 300 w. si le temps est réduit à $1/10$ de seconde.

En pratique donc, la charge que peut supporter un tube donné dépend à la fois du temps de pose et de la surface du foyer.

INDICE QUALITATIF. — La charge admissible et la finesse géométrique de l'image sont inséparables et, en fait, on les réunit en une expression appelée « indice qualitatif » du tube, valable pour une durée de charge déterminée. Cet indice est le quotient de la puissance par la surface focale :

$$Q = \frac{W}{F}$$

Cependant la charge W admissible par l'anode se rapporte au foyer chargé thermiquement, tandis que la grandeur du foyer F a trait à la surface optiquement active. Il faut donc établir une relation entre le foyer optique F et le foyer thermique F_{τ} . Ce rapport dépend de la nature du système de focalisation employé. Pour les tubes à foyer rond, on a :

$$F = \frac{F_{\tau}}{1,4} \text{ et } Q = 0,43$$

Dans les ampoules à foyer linéaire de **GOTZE**, dont l'inclinaison sur le rayon normal est de 19° , le foyer thermique est un rectangle dont les côtés sont dans la proportion de $1/3$ et le foyer optique est un carré ayant les dimensions des petits côtés du rectangle. Le rapport cherché est donc :

$$F = \frac{F_{\tau}}{3} \text{ et } Q = 0,90$$

Pour les tubes à anticathode tournante, on a adopté un foyer sensiblement linéaire — en réalité très légère-

ment trapézoïdal — où le rapport entre les dimensions des côtés est de 1 à 4 environ. Donc :

$$F = \frac{F_r}{4} \text{ et } Q = 6$$

On voit par ces quelques chiffres la progression rapide suivie par les améliorations dans la qualité des tubes.

INFLUENCE DE LA NATURE DU COURANT SUR LA CHARGE. — La nature, la forme du courant haute tension appliqué à un tube joue un rôle de premier plan dans la détermination de la charge qu'il peut supporter. Car, « bien que la température du point d'impact d'une ampoule ne varie pas comme la puissance qui lui est appliquée, elle n'en est pas moins variable en fonction de cette dernière ; en ce sens qu'elle est *pulsatoire si la puissance l'est elle-même* ».

Or, pour la puissance moyenne correspondant à une radiographie pendant un temps donné, la puissance maxima sera beaucoup plus grande en tension ondulatoire, qu'en tension constante. Donc la température maxima atteinte par le foyer de l'ampoule sera, toutes choses égales d'ailleurs, plus grande, en tension pulsatoire qu'en tension constante. Il en résulte que l'une des limites d'emploi d'une ampoule étant donnée par la température maxima atteinte par le foyer, il sera possible d'appliquer à cette ampoule une *puissance plus grande en tension constante qu'en tension pulsatoire*.

LES ARTIFICES DE CONSTRUCTION

C'est ROENTGEN lui-même qui a écrit ¹ :

« Dans la chambre de décharge d'un tube bien construit, les rayons X ne devraient venir que *d'un point* de 1 ou 2 mm. du disque anodique frappé par les rayons cathodiques ».

Or un foyer ordinaire de bonne construction de 2 mm. de diamètre ne peut supporter qu'une puissance de 1,2 kw. pendant 1/10 de seconde, ce qui est vraiment bien peu. Comment peut-on concilier ces exigences opposées de netteté géométrique et de grande puissance nécessaire pour enrayer le flou de mouvement, et comment a-t-on cherché à le faire ?

Un premier fait intéressant à noter est que ce qui importe, ce n'est pas la surface vraie du foyer, mais bien la partie active de ce foyer, c'est-à-dire, la *projection de l'impact* anticathodique sur le plan du film. C'est ainsi qu'après le foyer rond incliné de 45° sur l'axe du faisceau et dont l'indice qualificatif n'était que de 0,4 on est arrivé au foyer elliptique à 30° dont l'indice s'élève à

1. Grundlegende Abhandlungen über die X. — Strahlen 1915.

0,6, du fait que la surface de choc électronique est plus grande pour une même surface projetée dans le sens du film. Puis vint le tube à foyer linéaire de GOTZE dont l'indice approche de l'unité (exactement 0,9375) c'est-à-dire qu'il admet une charge de 900 w. par mm^2 de surface optique pendant $1/10$ de seconde.

Une autre solution, un peu plus détournée, consiste à déplacer le point d'impact devant le faisceau électronique, — ce qui augmente la surface chargée, — tout en maintenant constante la direction du rayon normal. L'idée n'est pas neuve, puisque c'est BRETON qui la mit le premier à exécution en 1898. Il faisait tourner le faisceau d'électrons au moyen d'un champ magnétique, de façon à ce que tout le pourtour d'une large anticathode fût balayé, en même temps que l'ensemble du tube était animé d'un mouvement de rotation qui maintenait constant l'axe du rayonnement. Une telle quantité de brevets a été prise depuis lors, pour des tubes à foyer tournant, que les modèles actuels n'ont pu être brevetés. Cependant tous ces essais sont restés longtemps infructueux et n'ont pu être amenés au stade de réalisation vraiment pratique.

Il convient de noter que c'est le foyer linéaire qui est actuellement employé à peu près partout pour le radio-diagnostic. Il y a eu malheureusement une « mode » des instantanés ultra-rapides et il a fallu, dans certains cas, pour la satisfaire, réaliser des tubes de 25 kw., dont

les dimensions de foyer atteignent 5 mm. $\times$ 5 mm. Ceci est, dans l'immense majorité des cas, illogique, car on perd beaucoup plus en netteté géométrique que l'on ne gagne sur le flou cinétique dans l'utilisation de pareils tubes. Une vigoureuse contre-offensive semble déclanchée en face de cette tendance et l'on revient à la recherche de la netteté, qui est capitale. Il n'en est pas moins vrai que les tubes à foyer linéaire sont en bien des circonstances, incapables d'assurer la netteté maxima. Les tubes à anticathode tournante arrivent à point pour combler cette lacune.

DEUXIÈME PARTIE

Les tubes à foyer linéaire

Le principe du foyer linéaire a été inventé par **GOTZE**. Le filament de tungstène ne se présente plus sous la forme d'une spirale circulaire plane, mais est enroulé en une *spirale cylindrique*, c'est-à-dire en hélice. En outre, pour réduire encore la surface du point d'impact, la face active de l'anticathode fait un angle beaucoup plus aigu, que dans les anciens tubes à foyer rond, avec le rayon normal : 19° au lieu de 45° ou 30° . Ainsi le foyer dit linéaire, produit par la projection sur l'anticathode du faisceau cathodique, et qui est en réalité un rectangle, est vu, dans la direction du film, en raccourci et se présente sous la forme d'un carré. On a adopté pour la construction pratique de ces tubes un rapport de $1/3$ entre les côtés du rectangle. De la sorte, la puissance supportée par une même grandeur de foyer optique est trois fois plus importante qu'avec une anticathode à 45° .

Il existe, évidemment, des tubes à foyer linéaire de toutes les puissances, depuis 1,5 jusqu'à 25 kw.

Les tubes de 1,5 kw. sont utilisés pour les radiographies dentaires ou celles d'extrémités maintenues parfaite-

ment immobiles. Le foyer optiquement actif mesure 1,5 mm. $\times$ 1,5 mm. Les clichés obtenus montrent les plus fins détails, si l'on se donne la peine d'effectuer avec minutie les traitements photographiques. Il y a intérêt, pour profiter intégralement des avantages de ces tubes, à utiliser des écrans renforçateurs à grain fin, ou même à se passer d'écran en impressionnant le film simplement à travers son enveloppe de papier. Ces tubes utilisés en *autosélecteurs* (sur appareil du type meuble COOLIDGE) supportent une différence de potentiel de 100 kv. et sur tension redressé, environ 120 ou 125 kv. La charge de 1,5 kw. est valable pour une seconde ; si le temps de pose est réduit à 1/10 de cette valeur, on peut les faire travailler sans risque avec 2,3 et même 3 kw. Ce sont là des tubes destinés à donner une parfaite netteté, quand le temps de pose n'entre pas en ligne de compte.

Les tubes utilisés couramment comme type universel (radioscopie et radiographie) sont des tubes de 6 ou 10 kw. qui peuvent supporter respectivement 9 et 15 kw. pendant 1/10 de seconde, sous des tensions identiques à celles indiquées par les tubes de 1,5 kw. Les dimensions de leurs foyers sont en moyenne 3,2 mm. $\times$ 3,2 mm. et 4,1 mm. $\times$ 4, 1 mm.

Les tubes à foyer linéaire à grande puissance sont de création assez récente et n'existent qu'à un nombre relativement restreint d'exemplaires. Ce fait est dû à ce qu'ils comportent nécessairement un foyer de surface

importante. Ils tiennent très bien sous 125 kv. maximum. On peut leur appliquer 11 kw. pendant une seconde, 25 kw. en 1/10, 30 kw. pendant 1/20. L'impact anodique mesure 5 mm. $\times$ 15 mm., soit un foyer optiquement actif de 5 mm. $\times$ 5 mm. Ils permettent de faire des radiographies particulièrement difficiles, à grande distance, en se servant d'un diaphragme antidiffuseur, et en des poses suffisamment courtes.

Il nous semble intéressant de signaler des tubes à deux foyers, dits « Dofoc », assez répandus à l'étranger. Ils comportent simplement deux filaments enroulés en hélices, l'une longue et large, l'autre plus courte et plus étroite. On peut ainsi disposer d'un tube de 15 kw. en 1/10 de seconde avec foyer déjà très grand de 4,3 mm. $\times$ 4,3 mm., tandis que sommeille à l'état latent dans la même enceinte un tube à foyer fin de 1,8 mm. $\times$ 1,8 mm. supportant 2,5 kw. en 1/10 de seconde, utilisable en radioscopie et radiographie squelettique des extrémités.

LES TUBES A ANODE ROTATIVE

Nous avons dit que de nombreux auteurs, parmi lesquels BRETON le premier, puis ZIMMERN, POHL, etc... ont étudié des ampoules radiogènes, dans lesquelles le point d'impact se déplaçait sur l'anticathode ; ou au contraire, dont l'anticathode était mobile en face du faisceau électronique.

Cette idée a fait récemment l'objet de réalisations pratiques : c'est l'anticathode qui est mobile, dans les solutions actuelles. Il s'agit donc de tubes à anticathode tournante que nous allons maintenant étudier.

L'anticathode

SA CONSTITUTION. — L'anticathode tournante, comme celle de tous les tubes de radiodiagnostic est constituée par un support de *cuivre rouge* sur lequel est soudée une couronne de *tungstène* d'épaisseur appropriée à la charge que le tube doit pouvoir supporter. La soudure de ces deux métaux doit être parfaite pour assurer une conductivité thermique correcte. Si l'on cherchait à obtenir la soudure en rapportant le tungstène à la surface du cuivre, il serait impossible d'obtenir de bons résultats ; car il y aurait des irrégularités, des soufflures. Aussi la fabrication des anticathodes se fait-elle par un procédé aussi spécial qu'ingénieux.

Au fond d'un moule en graphite de forme appropriée, on place une couronne de tungstène au-dessus de laquelle on charge un certain nombre de barreaux de cuivre. On place le tout au centre d'un four électrique à induction. Sous l'effet du champ, des courants de **FOUCAULT** extrêmement intenses prennent naissance au sein de la masse métallique. La température atteinte est telle que le cuivre fond et épouse la forme du moule ; le tungstène subit lui aussi un commencement de fusion

et la soudure obtenue entre les deux métaux est parfaite. L'opération est délicate à conduire, car il ne faut pas que le tungstène devienne trop fluide, sous peine de se déformer beaucoup. On laisse l'ensemble : métal, moule et four se refroidir très lentement pour éviter de brusques contractions au sein de la masse métallique. — Quand, enfin, on a pu démouler la pièce obtenue, celle-ci est usinée selon les desiderata de la construction mécanique et finalement polie avec soin. On obtient ainsi un miroir anodique absolument net.

Le cuivre employé est du cuivre électrolytique dont la pureté atteint 99, 9998 %, selon les données des usines du PALAIS (Haute-Vienne).

La métallurgie du tungstène est très particulière et mérite qu'on lui consacre quelques lignes. « Comme d'autres métaux, le tungstène est fabriqué par *réduction de son oxyde*, mais il s'en distingue par le fait qu'on ne cherche pas l'obtenir à l'état fondu, non pas tant à cause de sa température de fusion élevée (qui serait facilement atteinte par l'arc électrique) qu'en raison de la structure à gros cristaux qu'il prend en se solidifiant et qui lui donne une fragilité telle que le lingot formé serait à peu près inutilisable ». On prépare donc le tungstène sous forme de poudre très fine, en réduisant par l'hydrogène son oxyde pulvérisé. Cette poudre est agglomérée à la presse hydraulique. Le barreau obtenu est chauffé à 1000° dans l'hydrogène, puis traversé par un courant

électrique très intense, ce qui augmente la cohésion par fusion partielle des cristaux. L'usinage est impossible avec les outils habituels en raison de la dureté très grande, de la ductilité et de la malléabilité à peu près nulles du métal. On ne peut utiliser que le martelage à chaud en atmosphère d'hydrogène et le travail avec des meules de carborundum ou de carbure de tungstène ; le tréfilage se fait au moyen de filières en diamant ».

LES TROIS SURFACES INTÉRESSANTES D'UNE ANODE TOURNANTE. — D'après le principe de sa construction, on peut considérer sur une anode rotative trois surfaces focales très différentes et ayant cependant entre elles les relations les plus étroites.

La surface de charge thermique est représentée par le « ruban » de tungstène, qui se déroule devant le faisceau cathodique durant le temps de pose considéré. Avec des anodes de grand diamètre tournant à grande vitesse cette surface atteint des valeurs impressionnantes.

La surface chargée électriquement est celle d'un foyer linéaire, c'est-à-dire un rectangle, ou, plus exactement, puisque l'anticathode est tronconique et non plane, un trapèze très peu divergent et de surface légèrement convexe. En pratique, on peut admettre qu'il s'agit d'un foyer linéaire dans un plan.

La surface optiquement active dans la direction du rayon normal est donc, à peu près, un carré dont la base est

égale au petit côté du rectangle. Pour augmenter encore les possibilités de ces tubes, les constructeurs ont adopté une inclinaison de 15° , ce qui permet de porter le rapport des surfaces électrique et optique à $1/4$ au lieu de $1/3$ dans les tubes de GOTZE. Quelques chiffres feront ressortir l'énorme différence qui existe entre le foyer optique, conditionnant la netteté et le foyer thermique dont dépend la puissance. Il existe un tube — encore presque expérimental — dont l'anticathode, de 90 mm. de diamètre tourne à 5.600 tours-minute. Le foyer linéaire a $2\text{ mm} \times 8\text{ mm.}$, le diamètre moyen de la couronne de tungstène est de 75 mm. C'est donc une bande de 22 m. de longueur qui passe devant le faisceau électronique en une seconde. Ce tube supporte la charge fantastique de 90 kw. pendant 0,01 seconde, avec un foyer optique de dimensions très minimes : $2\text{ mm.} \times 2\text{ mm.}$, comparable à un tube de 1,5 à 2 kw pour radiographie dentaire.

REFROIDISSEMENT DE L'ANTICATHODE. —

Nous savons que les 99 % de l'énergie électronique arrivant sur l'anticathode se transforment en chaleur au moment du choc, ce qui a pour résultat d'élever la température de la masse métallique. Il importe, pour éviter des échauffements exagérés et dangereux, d'évacuer la plus grande partie des calories dans le milieu extérieur au tube. Ce qui nous conduit à envisager les divers sys-

tèmes de refroidissement possible, il existe actuellement un grand nombre de procédés utilisables sur les tubes de radiodiagnostic.

LE RADIATEUR A EAU BOUILLANTE ne laisse pas la partie profonde de l'anticathode atteindre plus de 100°. Il présente des inconvénients : l'ébullition de l'eau provoque des trépidations qui peuvent être gênantes pour des poses un peu longues ; le tube ne peut être que difficilement orienté dans tous les azimuts, sauf intervention de montages particuliers ; le niveau de l'eau doit être soigneusement contrôlé pour éviter de graves détériorations.

LE REFROIDISSEMENT PAR CIRCULATION D'EAU supprime ces ennuis, mais nécessite la présence de canalisations compliquées qui nuisent à la mobilité.

— On peut en dire autant des CUPULES A AIR SOUFFLÉ et de celles qui comportent une CIRCULATION d'HUILE ce sont des complications de matériel et de fonctionnement et des sources de pannes... qu'il est bien inutile de multiplier, l'appareillage en comportant lui-même assez. Ceci n'est vrai du reste, que dans le cas particulier que nous étudions : radiographies rapides.

— Le tube avec RADIATEUR A AILETTES conserve une autonomie relative, il a, en tous cas, l'avantage de la simplicité. Il impose cependant des limites de fonc-

tionnement, qui peuvent parfois se trouver un peu étroites, pour un service à grand rendement.

LA CAPACITÉ CALORIFIQUE d'une masse métallique importante peut être envisagée comme système de refroidissement, si l'on prévoit, ainsi qu'il est à peu près habituel des temps d'arrêt dans le fonctionnement pour assurer l'évacuation des calories emmagasinées.

La dissipation d'énergie par RADIATION joue un rôle important. Certains tubes de radiothérapie sont refroidis uniquement par ce procédé ; dans ce cas, du reste, les choses se passent de façon un peu différente, puisque la masse de tungstène est constamment portée à l'incandescence et que, de ce fait, les radiations émises s'étendent sur toute la gamme des infra rouges et de la lumière visible. Dans les tubes de radiodiagnostic, la température doit rester en dessous de ces valeurs et l'on ne peut considérer alors, que l'émission du « corps noir ». A 170° , cette radiation est de 0,2 w. par cm^2 , alors que, à 400° , elle atteint déjà 1,2 w. Et il s'agit du corps noir idéal et théorique ; pratiquement, le noircissement artificiel obtenu par polissage, nickelage ou chromage ne donne que des émissivités de moitié moins importantes.

Une anticathode refroidie par radiation seule doit présenter une surface d'émission de 250 cm^2 pour amener une évacuation convenable de la chaleur, à la température de 400° .

L'emploi d'une anticathode très massive est avantageux en ce sens qu'elle accumule, par exemple, l'énergie instantanée d'une radiographie pour évacuer ensuite lentement par radiation et convection l'excédent de chaleur ainsi produit ; elle joue le rôle d'un régulateur. On peut ainsi se permettre de ne prévoir que la dissipation d'une énergie « moyenne », à peine supérieure au régime maximum de radioscopie, ce qui diminue la surface radiante.

LE MOTEUR. — Dans le système inventé par ZIMMERN, c'était le choc électronique lui-même qui constituait l'agent moteur. Actuellement on utilise un moteur à champ tournant du type décrit par FERRARIS.

Supposons trois bobines dont les axes sont disposés à 120° l'un de l'autre et qui sont parcourues respectivement par les trois phases d'un courant *alternatif triphasé*. Les champs dirigés suivant les trois axes ont pour valeurs :

$$\begin{aligned} H \sin \omega \\ H \sin \left(\omega - \frac{2\pi}{3} \right) \\ H \sin \left(\omega - \frac{4\pi}{3} \right) \end{aligned}$$

Le vecteur résultant a une valeur constante et tourne d'un mouvement uniforme. Un circuit placé dans ce champ est le siège de courants induits et tend à couper

constamment le maximum possible de lignes de force. Il est donc entraîné par la rotation du champ et constitue un excellent moteur sans bague ni balai. Ces moteurs ont une vitesse très constante, une fois dépassée la période de démarrage et qui ne dépend que de la fréquence du courant et non de la différence de potentiel.

Si le courant d'alimentation est *diphase*, on peut encore obtenir un champ tournant, puisqu'il existe un décalage de phase, qui est ici de 90°. Le stator se compose dans ce cas de quatre bobines reliées deux à deux en série dans le sens diamétral.

Quand, donc, on dispose pour l'alimentation du générateur haute tension d'un branchement sur courant *di* ou *triphasé*, il est simple de relier le stator à la ligne, soit directement, si le milieu du tube est mis à la terre (type Métalix), soit par l'intermédiaire d'un transformateur d'isolement si le moteur se trouve porté à une tension voisine de celle de l'anticathode.

Si l'on ne dispose que de courant *monophasé*, deux dispositifs simples peuvent permettre d'alimenter le moteur. On sait qu'une *impédance* (self ou capacité) produit un décalage de l'intensité, par rapport à la différence de potentiel, un *déphasage*, dont l'angle est tel que :

$$\operatorname{tg} \varphi = \frac{L \omega}{R} \qquad \operatorname{tg} \varphi = \frac{1}{C \omega R}$$

selon qu'il s'agit de self ou de capacité (L = self, C = ca-

pacité, R = résistance ohmique, ω = pulsation = $2\pi f$, f étant la fréquence du courant). On pourra donc choisir une impédance produisant un déphasage tel que le champ produit soit tournant. Pour ce faire, on introduit sur l'une des paires de bobines, soit une bobine de self, soit un condensateur.

L'autre solution possible consiste en l'emploi d'un *transformateur mono-triphasé* et l'on retombe alors dans les conditions d'utilisation de trois phases.

Le **STATOR** est composé de trois bobines placées à l'extérieur du tube de verre. Dans le cas de tubes auto-protecteurs, le noyau de ce stator est réuni à la partie médiane métallique du tube, elle-même mise à la terre. Si, au contraire, l'ampoule est simplement en verre, les enroulements inducteurs sont portés à la tension anodique très élevée. Les conducteurs d'alimentation doivent donc être considérés avec tout le respect dû aux pièces sous haute tension et les connexions d'alimentation du moteur doivent se faire au réseau par l'intermédiaire d'un transformateur d'isolement.

Le **ROTOR** consiste en une masse de cuivre au sein de laquelle prennent naissance les courants de Foucault. Cette masse est, soit le corps anodique lui-même, soit une pièce spéciale montée à l'extrémité de l'arbre, qui supporte l'anticathode tournante. On place souvent à l'intérieur du cylindre de cuivre un autre cylindre en fer doux qui concentre les lignes de force et permet une

meilleure utilisation de l'énergie apportée par le champ magnétique.

LA VITESSE DE ROTATION. — La grande raison des insuccès lors des essais antérieurs de foyer mobile réside probablement dans le fait, que leurs auteurs s'en tenaient à un raisonnement assez simple et logique à première vue : pour permettre une charge triple, il suffit de produire un déplacement du foyer correspondant à trois fois sa largeur pendant la durée de la pose. Or il est bien loin d'en être ainsi. La température croît, en effet, avec la racine carrée du temps. Il faut donc réduire la charge au quart pour diminuer la température de moitié, au neuvième, pour obtenir seulement le tiers de la température d'origine, etc... Pour pouvoir augmenter la capacité de charge dans le rapport de 1 à 4, l'anode rotative doit avoir une vitesse telle que la surface présentée au point d'impact soit égale au moins à 16 fois la largeur du foyer. Et ce n'est là qu'une vitesse minima, puisque l'énergie calorifique, tendant à s'écouler pour uniformiser la température, les parties qui se présentent devant le faisceau électronique sont déjà échauffées.

Et ces données ne sont valables que pour des charges continues ; or, nous savons que les charges pulsatoires, les plus couramment utilisées, produisent, à valeur égale de la puissance moyenne, des températures maxima plus élevées. Le phénomène peut même en certains cas,

être plus sensible encore sur une anode rotative que sur un foyer fixe ; — la température maxima est 1,5 fois celle que produirait une même énergie continue.

Malheureusement les augmentations de vitesse sont difficiles à obtenir et nécessitent l'étude, le montage et la mise au point de dispositifs complexes.

LE GRAISSAGE DES POINTS DE FROTTEMENT.

— La question du graissage d'organes tournant très vite est particulièrement délicate ; et d'autant plus que le mouvement s'effectue dans le vide. Il ne faut pas songer à utiliser des lubrifiants organiques qui nuiraient gravement au vide par leur tension de vapeur et par leur décomposition sous l'effet de la haute température atteinte lors du fonctionnement.

Il a fallu s'en tenir pour la fabrication des paliers ou roulements à un choix de métaux dont les propriétés ont été très étudiées aux divers points de vue qui nous intéressent. Chaque maison est arrivée à l'emploi de solutions diverses, l'une utilisant des paliers, l'autre des roulements à billes. Il nous a été, évidemment, impossible d'obtenir aucune précision sur la composition des alliages utilisés par l'une ou par l'autre ; mais il est probable qu'il s'agit d'alliages du type de ceux que l'on emploie dans l'industrie, sous le nom d'antifriction, qui sont le plus souvent des aciers ou des bronzes au silicium et à l'aluminium.

La cathode

CONSTITUTION. — La cathode, source des électrons, basée sur l'effet EDISON, est constituée par un filament qu'une source auxiliaire, différente de la source de haute tension, porte à l'incandescence. L'intensité du faisceau d'électrons produit est proportionnelle au carré de la température du filament (loi de RICHARDSON).

Pour le choix du métal constituant la cathode, on pourrait tenir compte *du travail d'extraction des électrons* qui est d'autant plus faible, que le métal est plus électro-positif. Ce travail correspond à 4 volts pour le tungstène, 3 volts pour le thorium etc... Cependant, pour des raisons de solidité mécanique et de résistance thermique, le tungstène cérié et thorié, la cathode de WEHNELT aux alcalino-terreux ne sont pas utilisés en radiologie et c'est le tungstène qui est universellement adopté. On l'emploie sous la forme d'un fil de 1/10 de mm. de diamètre ayant une longueur de 15 à 20 cm. Sa résistance est de 2 ou 3 ohms. Le courant de chauffage est débité à 4 à 8 ampères sous 10 à 12 volts. La forme donnée à ce filament est celle d'une hélice cylindrique. Les connexions sont simples : d'une part, le filament est relié au support

cathodique qui sert de conducteur et d'autre part à un fil de molybdène qui va jusqu'à l'extrémité cathodique du tube. Les deux conducteurs, soudés à la paroi de verre, se terminent à l'extérieur par les broches d'alimentation

EMPLACEMENT. — De par la forme même de l'anticathode, le filament doit être décalé par rapport à l'axe du tube, pour se trouver en face de la partie active du « ruban » de tungstène constituant le foyer. La cathode a donc une situation latérale, l'axe du filament étant dirigé suivant un rayon du cercle qui aurait son centre sur l'axe de rotation et qui serait dans un plan perpendiculaire à celui de cet axe.

PIÈCE DE CONCENTRATION CATHODIQUE. — Comme on recherche la finesse du foyer de rayons X, il ne faut pas laisser les électrons suivre un trajet divergent de la cathode vers l'anode. Au contraire, on force le faisceau à *devenir convergent*. Pour ce faire, le filament est entouré d'une pièce métallique, dite pièce de concentration cathodique, qui est reliée à la cathode, ou prise dans sa masse même. Elle est donc portée à un haut potentiel négatif et dirige les électrons par action électrostatique. En effet, les lignes équipotentiellles se trouvent déformées, fortement incurvées et les électrons qui suivent un trajet perpendiculaire à ces lignes du

champ électrique sont déviés dans le sens que l'on désire, suivant la forme donnée à cette « lentille » électrostatique. La pièce de concentration entoure donc le filament et présente, en face de l'anticathode, une fenêtre de forme rectangulaire, puisqu'il s'agit d'un foyer de GOTZE.

TRAJET DES ÉLECTRONS DANS LE TUBE. —

Que deviennent les électrons émis par la cathode ? Leur trajet semble simple et rectiligne ; il n'en est, cependant, pas ainsi. Une fois extériorisés par le chauffage du tungstène, les électrons qui sont *négatifs*, sont sollicités par le champ électrique, d'autant plus énergiquement que ce champ est plus intense, c'est-à-dire que la différence de potentiel est plus élevée.

La pièce de concentration qui est portée au même potentiel négatif que la cathode oblige les électrons à se réunir en un faisceau serré, qui converge vers le point fixé comme impact.

Et cependant, il existe d'autres points d'émission que le point d'impact. Deux expériences simples permettent de s'en rendre compte.

— Faisons deux radiographies d'un même radiochromomètre de BENOIST, l'une avec le tube en bonne position, l'autre avec l'anticathode tournée à l'envers ; employons des temps de pose dont les durées soient dans le rapport de 1 à 10. Les deux clichés obtenus sont très semblables avec une différence de pénétration d'un demi

degré en moins pour celui qui a été fait avec l'anticathode retournée.

— D'autre part, si l'on examine des auto-photographies de l'anticathode prises à la chambre noire à trou d'épingle, on remarque que l'anticathode tout entière émet un rayonnement d'intensité sensiblement uniforme. Cette émission parasite correspond au $1/10$ environ de l'émission principale.

Ces points d'émission secondaire ne sont pas dus, comme on pourrait le croire, au choc d'électrons venant directement de la cathode et légèrement dispersés, mais au *rebondissement* d'un certain nombre d'entre eux sur le point d'impact. Ce fait a été prouvé par COOLIDGE et MOORE qui ont employé, pour l'étude du phénomène, une anticathode munie d'un capuchon, lequel est percé de deux trous symétriques par rapport au point d'impact : l'un pour l'arrivée des électrons, l'autre pour le passage des rayons X. En photographiant cette anticathode avec la camera à trou d'épingle, on constate la disparition totale du rayonnement parasite ; ce qui ne peut s'expliquer que par l'arrêt des électrons qui ont rebondi sur le foyer ; car s'il s'agissait d'une divergence du faisceau cathodique, le capuchon anticathodique deviendrait lui-même une source de rayonnement. Ce principe du capuchon a été utilisé pratiquement dans certaines ampoules de dimensions réduites pour cuves à huile (protection intégrale). Dans les tubes à anticathode

tournante, on pourrait sans doute l'employer de même, mais avec plus de difficulté en raison de l'angle très faible sous lequel se présente le foyer linéaire dans la direction du rayon normal. Nous ne croyons pas que les constructeurs l'aient fait jusqu'ici, ce qui nécessite l'emploi de cupules à protection secondaire importante.

Les électrons qui ont été relancés par le choc sur l'impact anodique doivent nécessairement revenir frapper la masse de l'anode en un point quelconque. Ils ne peuvent, en effet, retourner vers le filament, qui, comme eux, est *négatif* et ils ne peuvent pas davantage s'approcher de la paroi du tube qui possède elle encore, une charge *négative* due à la présence d'électrons adsorbés à la surface du verre.

Les électrons, qui annulent leur vitesse sur l'impact, ont suivi jusque là un trajet rectiligne ou un peu incurvé, tel que le faisceau soit légèrement convergent ; ceux qui ont rebondi, décrivent ensuite des trajectoires d'autant plus incurvées et d'autant plus courtes que leur vitesse est plus petite.

L'ampoule

Quelle que soit la solution adoptée, chacune ayant ses chauds partisans et ses féroces détracteurs, il arrive un moment où les électrodes doivent être montées, soit dans une *ampoule de verre*, soit dans un tube du type Métalix avec *pièce centrale en acier au chrome*.

On se heurte, ici encore, à de multiples difficultés techniques, en raison du volume des pièces métalliques à souder au verre et des grandes dimensions des soudures étanches à effectuer. La soudure se fait par l'intermédiaire d'un « collet » en alliage fer-chrome dont le coefficient de dilatation est proche de celui du cuivre, mais, chose curieuse, assez éloigné de celui du verre.

Pour rechercher l'aptitude des différentes sortes de verres à se souder entre elles et avec les métaux, on se sert de méthodes optiques : les tensions internes se manifestent par des effets de biréfringence que l'on étudie au polariscope.

Le *façonnage* (par soufflage) doit être suivi d'un *recuit* très soigneux, car, au bout de quelques jours ou de

plusieurs mois, les régions chauffées pourraient être le siège de fêlures ou même d'éclatements ; on pratique des « recuits localisés ».

VIDAGE. — Après l'usinage et l'assemblage des constituants, il s'agit de vider le tube, jusqu'à un degré qui atteint les limites du possible. Nous savons, en effet, *qu'une molécule peut y parcourir plus de 600 mètres avant de rencontrer autre chose que les parois*. Or le verre et les métaux entrant dans la construction des tubes radiogènes sont le siège de phénomènes d'adsorption (absorption superficielle) très compliqués et d'autant plus gênants que les gaz ainsi absorbés tendent à acquiescir, à la longue, une tension qui s'équilibre avec celle du milieu ambiant. Le vide se détruit donc très lentement, mais d'autant plus sûrement que certains verres sont décomposés par la haute température où les rayons X et viennent, eux aussi, produire une élévation de pression.

Il est donc indispensable :

— *de faire une sélection judicieuse* de verres soudables et non décomposés par la haute température ou les rayons X ;

— de pratiquer les opérations de pompage pendant que l'on produit une *élimination forcée des gaz adsorbés*. Pour atteindre ce dernier but, deux procédés sont également utilisés :

— on place le tube en cours de vidage dans un *four électrique à induction* ce qui élève la température des pièces métalliques et indirectement, du verre ;

— on fait fonctionner le tube sous une *très forte surcharge* pendant tout le temps que dure l'opération ; l'élévation de température est suffisante pour dégager les gaz occlus.

TROISIÈME PARTIE

L'emploi d'un tube à grande puissance et spécialement d'un tube à anticathode tournante ne présente réellement un intérêt pratique que si l'on dispose pour l'alimenter d'un GÉNÉRATEUR TRÈS PUISSANT, commandé par un COMPTEUR DE TEMPS EXTRÊMEMENT PRÉCIS.

Il nécessite, en outre, l'adjonction de *dispositifs auxiliaires*, destinés, en particulier, à assurer la *protection* de ces ampoules délicates et d'un prix de revient élevé.

Il est, en effet, inutile de monter un tel tube sur un générateur de courant haute tension qui ne puisse fournir qu'une puissance instantanée très inférieure à celle que le tube peut supporter, puisque, pour une certaine puissance, on se trouve en présence d'un foyer plus grand qu'il ne convient : on perd donc en netteté géométrique.

Il faut encore disposer d'un compteur de temps précis. Les très grandes puissances indiquées pour les tubes modernes ne sont utilisables *que pendant des temps très courts* de l'ordre du centième, ou de quelques centièmes de seconde. L'antique mesure du temps en comptant jusqu'à un chiffre déterminé pendant que l'on appuie

sur un contact et même les compteurs à mouvement d'horlogerie ne sont plus de mise. Certains chronomètres à commande électrique agissant par l'intermédiaire de relais sont, eux-mêmes, bien souvent insuffisants pour les radiographies d'organes en mouvement : cœur, poumons et partie supérieure du tube digestif.

Générateurs Puissants

Les générateurs de courant haute tension capables de débiter une puissance suffisante pour l'alimentation de tubes radiogènes à grande puissance peuvent se diviser en :

générateurs monophasés à quatre soupapes kénotrons,
générateurs triphasés à six kénotrons,
générateurs à condensateurs.

LES APPAREILS A QUATRE SOUPAPES à grand rendement comportent quatre kénotrons à faible chute de tension interne (contenant un gaz rare) montés en pont de WHEATSTONE. La diagonale du losange est occupée par le secondaire d'un transformateur haute tension à faible chute ; l'ampoule est branchée aux deux sommets de la figure. Ces appareils utilisent donc les deux demi-ondes du courant alternatif qu'ils redressent. Ils comportent, en outre, des *autocompensateurs de chauffage* pour les filaments des kénotrons et pour celui de l'ampoule. Le seul fait de faire fonctionner l'appareil crée, en effet, un appel énorme d'énergie électrique, qui se traduit par une chute de tension aux bornes du circuit d'ali-

mentation. Cette chute de tension se fait sentir sur le chauffage des filaments, ce qui augmente beaucoup la résistance des soupapes et du tube (puisque l'émissivité augmente comme le carré de la température) et diminue le débit. C'est pour remédier à cet inconvénient que l'on utilise l'autocompensateur de chauffage. Le principe

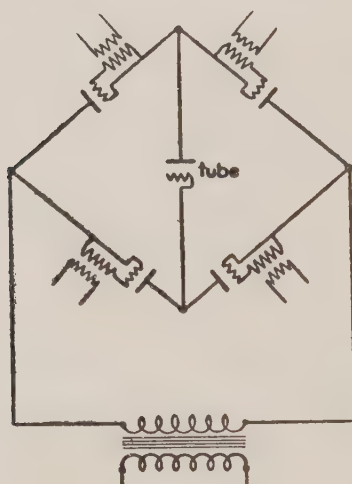


Fig. 10

de ce montage est le suivant : il s'agit en somme d'un transformateur. En série avec le primaire du transformateur haute tension se trouve le primaire de l'autocompensateur dont le secondaire est en série avec le primaire du transformateur de chauffage ; ces enroulements ont une self minime. Quand le primaire du transformateur haute tension débite, le primaire de l'autocompensateur est parcouru par un courant d'autant

plus intense que l'intensité demandée au circuit haute tension de l'ampoule est, elle-même, plus grande. Le secondaire de l'autocompensateur est donc le siège d'une force électromotrice qui s'ajoute à celle du secteur pour alimenter le primaire du transformateur de chauffage. On voit donc que, plus la chute de tension tend à devenir importante — par augmentation du débit dans l'ampoule — plus la différence de potentiel aux bornes du secondaire de l'autocompensateur augmente. Il en résulte une alimentation très stable du filament intéressé par ce dispositif. C'est là un montage réellement pratique, qui est utilisé assez couramment pour le chauffage des kénotrons. Il est à peu près indispensable qu'il existe également pour le filament de l'ampoule dans les générateurs qui doivent alimenter des tubes à très grande puissance.

Un générateur de ce type, bien construit, et monté sur une ligne d'alimentation ne donnant pas plus de 5 % de chute de tension en charge, peut débiter 800 milliampères sous 80 kv. maxima ou 500 milliampères sous 100 kv. maximum, soit environ 50 ou 60 kw.

GÉNÉRATEURS A SIX KÉNOTRONS. — Malgré l'utilisation des deux demi-ondes du courant alternatif, les appareils monophasés à quatre kénotrons ne donnent qu'une assez *mauvaise utilisation du temps*, puisque le tiers environ du temps de pose est seul utilisé pour l'im-

pression du film. Ce fait est dû à ce que, la sensibilité du film et des écrans renforçateurs étant beaucoup plus grande pour les tensions élevées que pour les tensions faibles, l'impression photographique n'atteint une valeur importante que lorsque la tension est voisine de sa valeur maxima, c'est-à-dire pendant une fraction relativement petite de chaque demi-période.

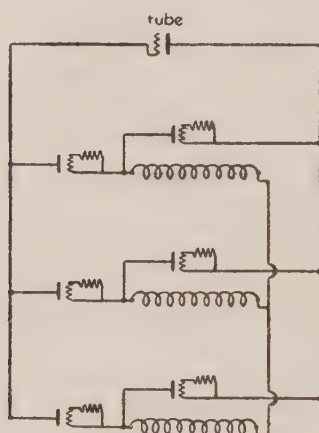


Fig. 11

Un générateur alimenté en courant triphasé permet, au contraire, des impressions photographiques aussi régulières que possible. Il se compose essentiellement d'un transformateur triphasé alimentant six kénotrons aux bornes desquels on recueille une tension hexaphasée redressée, qui peut être considérée comme constante, puisque sa variation maxima n'est que de 7 % de sa valeur moyenne. Ces générateurs, qui ne peuvent pas

être encore d'une utilisation courante au cabinet du radiologiste et même dans maints services hospitaliers, car ce sont de véritables usines, comportent en général des dispositifs de réglage par *régulateurs d'induction*. Ce système, en principe très simple, entraîne la nécessité d'utiliser des servo-moteurs de commande, ce qui vient encore compliquer un appareillage en soi très coûteux déjà.

La puissance disponible à la sortie haute tension de ces générateurs extrêmement puissants atteint des valeurs peu habituelles. La tension maxima disponible aux bornes de l'ampoule s'élève à 150 kv. et l'intensité débitée à 2.000 milliampères. Un autre avantage, c'est que le secteur triphasé est chargé symétriquement ce qui diminue beaucoup la chute de tension en ligne et évite les perturbations de la distribution.

Il va sans dire que le secteur alimentant de tels appareillages doit être aussi *stable* que possible. Mais, surtout, le branchement utilisé doit pouvoir débiter 50 ampères sous 220 volts, avec possibilité de surcharge instantanée de 100 % et *chute de tension minime* (3 ou 4 %) ne dépassant pas, en tous cas, 7 ou 8 %.

GÉNÉRATEURS A CONDENSATEURS. — Un générateur de courant haute tension, utilisant l'accumulation de l'énergie dans un condensateur, présente, à première vue, un maximum d'avantages. Qu'importe

la puissance du transformateur, qu'importe la section de la ligne, qu'importe enfin, la chute de tension en charge ?

Certes et notre excellent maître, le Docteur LEDOUX-LEBARD, a fait construire et mis au point lui-même un générateur à condensateurs particulièrement bien étudié et pratique qui fonctionne à la satisfaction générale dans son service de la SALPÉTRIÈRE. Cet appareil permet :

— *la radioscopie* à tension et intensité réglables de 40 à 85 kv. et de 0 à 5 milliampères, avec montage en tension constante ;

— *la radiographie rapide* par décharge du condensateur à une tension réglable de kv. en kv. depuis 40 jusqu'à 90 kv. ; le temps de pose varie de 2 à 10 centièmes de seconde. La décharge du condensateur est produite par allumage brutal du filament de l'ampoule, les connexions haute tension étant établies à l'avance ;

— *la radiographie à décharge lente* ;

— *la radiographie sans accumulation* d'énergie, l'appareil fonctionnant alors en générateur à tension constante. Il y a encore d'autres types d'appareils à condensateurs, plus classiques, mais dont les possibilités sont plus restreintes.

Ce sont là des générateurs extrêmement intéressants en raison de la *très grosse puissance qu'ils sont susceptibles de débiter dans l'ampoule tout en ne demandant qu'une faible intensité au primaire*. Ils conviennent très

bien aux tubes à foyer linéaire de type courant, mais sont moins adaptés à l'alimentation des modèles à anticathode tournante. Car nous savons que ceux-ci sont plus en sécurité avec des charges de valeurs sensiblement constantes. Or, la décharge d'un condensateur est rapidement décroissante à partir de la tension maxima de charge jusqu'à zéro. Dans ces conditions, le tube reçoit une charge brutale au début de l'exposition ; puis la tension s'abaisse et ce n'est plus l'anode qui en souffre, mais le cliché, puisque ni le film ni les écrans renforceurs ne sont plus sensibles à ces grandes longueurs d'onde. Il faudrait, en outre, prévoir (ce qui existe parfois) *des dispositifs s'opposant à l'amorçage d'oscillations de haute fréquence.*

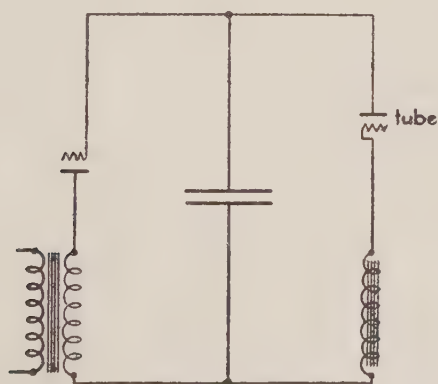


Fig. 12

Les appareillages spécialement destinés aux tubes à anode rotative ont bien pour base un dispositif d'ali-

mentation par décharge de condensateur, mais comprenant, de plus, en série sur le circuit d'utilisation, une self haute tension, à forte impédance, immergée dans l'huile. De la sorte, le risque d'amorçage des oscillations est nécessairement supprimé et la décharge acquiert une forme particulièrement favorable : elle se maintient pendant la moitié environ de sa durée à une valeur moyenne très proche du maximum ; un dispositif accessoire n'admet que cette fraction de la décharge sur le circuit d'ampoule. Enfin, lors de l'établissement du courant, la tension est croissante au lieu de débiter à sa valeur maxima. Toutes conditions favorables à une bonne conservation de l'intégrité du tube.

Compteurs de temps précis

Les compteurs de temps destinés aux mesures d'instantanés très rapides doivent être très précis. Ils peuvent être basés :

— soit sur des phénomènes purement mécaniques, bien qu'il y ait parfois intervention de commandes électriques,

— soit exclusivement électriques, ou plus exactement électrostatiques.

COMPTEURS MÉCANIQUES. — HERDNER et LE-PAGE ont attaché leurs noms à des compte-temps extrêmement simples et rigoureux. La méthode, préconisée et étudiée par le premier, puis perfectionnée par le second de ces auteurs, est fondée sur la *chute des corps* dont les lois sont parfaitement établies. Une masse pesante, appelée *bolide*, tombe en chute libre le long d'une colonne verticale de guidage. Sur son parcours, le mobile rencontre successivement deux leviers qui établissent, puis coupent les contacts d'ouverture et de fermeture du circuit. Le courant passe donc pendant le temps que le bolide met à parcourir l'intervalle qui sépare

les deux contacts. Pour éviter les inerties de ces commandes, on peut, avec LÉPAGE, remplacer les leviers par un contact unique que le mobile repousse pendant le temps où il reste en regard de la came de commande. Dans le premier cas, le bolide tombe d'une hauteur constante et ce sont les leviers qui se déplacent sur une règle graduée en centièmes de seconde ; dans l'autre, la hauteur de chute est variable, modifiant ainsi la durée de l'action de la masse sur la came. C'est, en somme, le même principe que celui de l'*Egersimètre* du Professeur STROHL, utilisé pour les mesures de chronaxie. Ce dispositif est excellent avec des générateurs à tension à peu près constante, triphasés ou à condensateur ; mais, ils ont, adaptés à des appareils à 4 kénotrons, l'inconvénient d'établir et de couper le courant en des points quelconques de la sinusoïde redressée, d'où : sous-exposition, si l'on n'utilise qu'une partie décroissante de la courbe, ou sur-exposition, si la fermeture ou l'ouverture du circuit se fait au moment d'une crête de l'intensité, par amorçage d'arcs très puissants qui prolongent la durée de la pose.

Le compteur milliampère-seconde-mètre, qui est en somme un wattmètre ne donne pas une exactitude suffisante aux temps de pose très courts ; de plus, son principal avantage, qui est de compenser automatiquement les chutes de tension en charge, disparaît pour ces grands instantanés, car son inertie ne lui laisse pas une activité suffisante pour ces rapides mesures de charges.

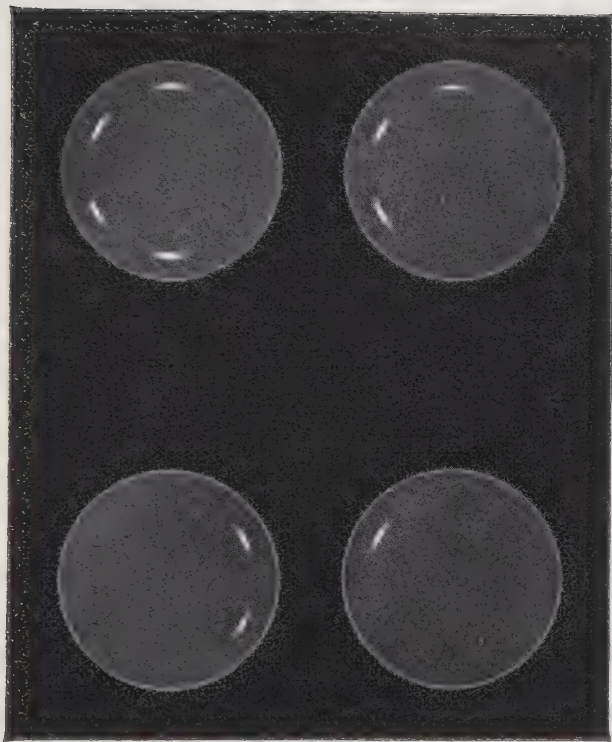


Fig. 13

Il faut utiliser des MINUTERIES SYNCHRONES, dont le principe, si non la réalisation, est des plus simples : il consiste à entraîner d'un mouvement uniforme une came destinée à établir en des temps réglables les contacts et les ruptures des circuits de relais qui agissent sur le courant d'alimentation. Les unes travaillent sur le circuit primaire du transformateur haute tension ; les autres établissent les connexions directement sur le circuit d'alimentation de l'ampoule, ce sont des contacteurs de haute tension. Ils sont préférables, sans doute, car ils évitent les amorçages d'arcs à haute intensité lors de la fermeture du circuit et suppriment la crête de surtension produite par la brusque variation de flux au sein du transformateur. Il existe cependant un compteur synchrone dont les cames agissent directement sur le courant primaire, sans intervention de relais ; il gagne donc de la sorte sur l'inertie de ces derniers ce que gagne sur l'arc le contacteur haute tension.

Il va sans dire que tous ces organes doivent avoir subi de la part de leur constructeur une mise au point et un montage très soignés.

COMPTEURS ÉLECTROSTATIQUES. — Les compteurs de temps mécaniques donnent, certes, des résultats intéressants, mais ceux qui utilisent des phénomènes purement électrostatiques sont seuls rigoureusement précis.

Dans les générateurs à condensateur, autres que celui du Docteur LEDOUX-LEBARD, la quantité d'énergie accumulée s'écoule en un temps variable suivant l'intensité de chauffage du filament, puisque c'est d'elle que dépend le débit dans l'ampoule. La durée de la décharge est :

$$T = \frac{Q}{I}$$

La valeur du temps de pose dépend donc de la capacité du condensateur, de la tension sous laquelle la charge a été effectuée et de l'intensité du courant de chauffage, *c'est-à-dire uniquement de constantes électriques.*

S'il s'agit, au contraire, de générateurs débitant directement un courant redressé par valves thermoïoniques, il faut établir un appareil de mesure individualisé. Il existe un compteur statique qui permet de descendre à un centième de seconde et même, dans des conditions spéciales, à 6 millièmes de seconde. Il se compose d'un condensateur de capacité réglable que charge le courant traversant l'ampoule. Pendant le passage du courant, la tension acquise par le condensateur est proportionnelle à la quantité d'électricité qui a été utilisée, puisque :

$$Q = CV$$

D'autre part, aux bornes de ce condensateur est disposé un éclateur à tension disruptive constante; ainsi, dès que cette tension est atteinte, une décharge se produit à l'éclateur, *sans aucun retard.* C'est ensuite en série sur l'éclateur que se trouve placé un électro-aimant de petites dimensions et de faible inertie, qui commande

très rapidement l'ouverture du courant d'alimentation au primaire, car il absorbe en un temps très court toute l'énergie emmagasinée dans le condensateur pendant la durée de la pose.

Cet appareil mesure des quantités d'électricité, pour connaître le temps de pose avec précision, un milliampèremètre lui est adjoint, *appareil balistique*, parcouru par un courant constant pendant un temps égal à celui de la pose et dont l'élongation est, par conséquent, proportionnelle à la durée de celle-ci.

Chacun peut contrôler soi-même l'exactitude des temps de pose réalisés par chaque appareillage. Le dispositif est très simple. On utilise un toton, constitué par un disque de plomb percé d'un trou et monté sur un axe très libre. Ce toton est mis en mouvement soit à la main, soit par un moteur et placé entre l'ampoule et le film. *Chaque impulsion du courant ondulatoire donne une image du trou* ; le cliché obtenu s'appelle un rotogramme. Sur quatre kénotrons, on utilise les deux demi-périodes, il y a donc deux traces par période ; sur six kénotrons, la tension redressée est hexaphasée ; il y a six images par période complète. Sachant que la fréquence du courant est de 50 périodes par seconde, on voit que un centième de seconde est mesuré par une ou trois images du trou, suivant le générateur employé.

Nous donnons, ci-joints, quelques rotogrammes obtenus sur générateur à quatre kénotrons, muni d'un contacteur synchrone.

Mise en route de l'anode et Contrôle de sa rotation

En raison des charges énormes supportées par les tubes à anticathode tournante, et de la petitesse de leur foyer, *il est indispensable que l'anode tourne à sa vitesse de régime, au moment où se produit la charge radiographique.* Il faut donc lancer le moteur avant la prise du cliché et lui laisser le temps d'acquérir une vitesse suffisante, ce qui demande environ 15 secondes. Il est pratique de combiner la mise en route du moteur avec le surchauffage du filament au moyen d'un contacteur qui commande les deux circuits en même temps.

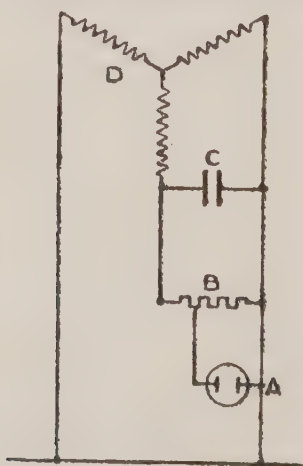


Fig. 14

Il faut prévoir, en outre, un dispositif de sécurité qui ne permette pas d'établir le passage du courant haute tension si l'anode ne tourne pas encore assez vite ou si sa vitesse venait accidentellement à baisser de façon importante. Cet accessoire utilise la chute de tension produite au niveau du moteur. On lui fait commander soit un indicateur lumineux ou sonore, soit un relais électromagnétique, ce qui est plus sûr, puisqu'il empêche tout établissement de courant au régime de radiographie.

Limites d'emploi

Pour que notre étude soit impartiale, nous nous devons de signaler les inconvénients inhérents, *actuellement du moins*, à l'emploi des tubes à anticathode tournante.

Ces tubes de construction compliquée et délicate, qui ne sont pas encore fabriqués en grande série, qui ont nécessité des études très longues et ardues, sont d'un prix de revient nécessairement élevé, d'autant plus qu'ils sont fragiles et ont une vie assez courte.

Au point de vue du rendement économique, il y a *deux parties sensibles* : le foyer et les paliers, qui, nous l'avons vu ne peuvent être graissés ; ce sont eux, du reste, qui « lâchent », avant l'anticathode. Les organes de contrôle de rotation sont là, du reste, pour protéger le tungstène contre les risques de cratérisation. Pour ménager les paliers, il faut prendre un certain nombre de précautions et surtout faire tourner le moteur le moins possible. Aussi, la radioscopie se fait-elle avec l'anode immobile. C'est là un inconvénient pour la prise des clichés en série : d'une part, on ne peut sans risque faire tourner l'anticathode pendant toute la durée d'un examen de duodénum, par exemple, selon

la technique du Docteur BÉCLÈRE; d'autre part, si l'on doit faire la scopie, moteur arrêté, les clichés ne seront plus pris « au vol », puisque le contacteur de sécurité laissera un intervalle de 10 à 15 secondes entre la vision d'une image intéressante et la prise de la radiographie.

Les partisans des très hautes tensions (jusqu'à 150 kv.) en radiographie, surtout pulmonaire, technique des Docteurs STÉPHANI et LEPAGE, ne sauraient trouver leur compte dans ces tubes qui ne supportent que des différences de potentiel basses ou moyennes.

Pour ceux qui désirent s'en tenir à des valeurs moyennes, les tubes à anticathode tournante présentent, malgré leurs inconvénients, le grand avantage d'une puissance vraiment énorme alliée à une finesse de foyer, comparable à celle des tubes pour radiographies dentaires.

Résultats obtenus

Les résultats donnés jusqu'à présent par les tubes à anode rotative sont très intéressants.

Les charges spécifiques sont accrues dans de grandes proportions, atteignant 2 et même 3, 5 kw. par millimètre carré (pendant un dixième de seconde). L'amélioration de rendement obtenue par rapport aux anticathodes fixes est de :

9 fois en charge constante (condensateur),

8 fois sur générateur triphasé,

4 fois avec alimentation monophasée.

On peut faire en une heure 40 à 50 radiographies pulmonaires, par exemple, suivant les modèles, en n'utilisant pas le tube pour la radioscopie dans l'intervalle de prises de clichés, pour le laisser se refroidir.

Le domaine des tubes à anode tournante, limité déjà par l'impossibilité de l'utilisation en radioscopie comprenait uniquement la téléradiographie pulmonaire. Il s'est maintenant étendu grâce à de récents perfectionnements qui en permettent l'emploi *pour tout le radiodiagnostic et dans toutes les positions.*

Réalisations actuelles

Il nous semble que ce travail ne serait pas complet, si nous ne disions, en terminant, quelques mots rapides des réalisations actuelles de tubes à anticathode tournante.

La société hollandaise PHILIPS, première dans l'ordre chronologique, aussi bien qu'alphabétique a créé le tube « ROTALIX » qui présente les caractéristiques particulières suivantes :

— *le tube* est du type *Métalix*, avec pièce centrale en ferro-chrome ;

— *l'anticathode* est massive, pesant avec son élément refroidisseur 4.600 gr. Cet ensemble assure l'évacuation de la chaleur, à la fois, par capacité thermique, conductivité, à travers l'hélium dont le tube est rempli à la pression de 0,01 mm. de mercure, et radiation calorifique. La masse anodique est divisée en deux parties : l'une mobile, l'autre fixe, qui s'engagent l'une dans l'autre par des prolongements en chicane qui donnent aux deux portions des surfaces d'échange aussi grandes que possible :

— l'anode est supportée par des *paliers* autograisseurs ;
 — le *moteur* à champ tournant, placé près de la pièce métallique du tube, anime son rotor d'une *vitesse* de 2.700 tours à la minute ;

— la *surface* totale de la couronne de tungstène est de 540 mm², son diamètre, 50 millimètres ;

— il en existe *quatre modèles* : autoprotecteurs avec foyers de 1,2 mm × 1, 2 mm et 2, 4 mm × 2, 4 mm. ; à protection intégrale avec les mêmes dimensions de foyer : 1, 2² et 2, 4² ;

— ces tubes peuvent supporter les *puissances suivantes* :

	foyer 1,2 ²		foyer 2,4 ²	
	4 kénotrons générateur		triphase 4 kénotrons	
0,02 sec.	15 kw.	20 kw.	35 kw.	22 kw.
0,05 —	12 —	18 —	30 —	20 —
0,1 —	10 —	15 —	24 —	17 —
0,5 —	8 —	12 —	16 —	12 —
1 —	7 —	10 —	12 —	10 —

Les 1,2², aussi bien que les 2,4² supportent 6 kw. pendant 20 secondes sur triphasé, 4,5 kw. sur quatre kénotrons. En radioscopie, l'anode étant fixe, on peut travailler avec 320 w.

— La *tension maxima* utilisable est de 70 kv. pour les autoprotecteurs, 90 kv. pour les tubes placés en gaine protectrice « INNOX ».

La firme allemande SIEMENS, bien que plus récemment venue à cette construction nouvelle, a vu plus grand encore pour son tube « PANTIX » :

— *l'ampoule est entièrement en verre,*

— *l'anticathode est mince, en forme d'assiette (tellerförmige), traversée par un axe qui va jusqu'à l'extrémité du col anodique.*

En arrière de l'anticathode, se trouve un radiateur, fixé, lui aussi, sur l'axe, destiné à augmenter la puissance dissipée par radiation, car c'est là le seul moyen de refroidissement du tube,

— *l'axe anodique tourne dans des roulements à billes,*

— *le rotor du moteur n'est pas constitué par la masse de l'anticathode, mais bien par un rotor à peu près normal de moteur à champ tournant : circuit magnétique inclus dans un conducteur en cuivre,*

— *la vitesse de rotation est, suivant les modèles de 2.800 ou de 5.600 tours-minute,*

— *il y a trois modèles : deux ont des anodes de 80 mm. de diamètre tournant à 2.800 tours ; ce sont : un type 20 kw. avec foyer de $1,2^2$ et l'autre de 40 kw. avec foyer de 2 mm. $\times$ 2 mm. ; modèle avec anode de 90 mm. de diamètre, tournant à 5.600 tours-minute, foyer de 2×2 ,*

— *les puissances utilisables sont :*

anode de 90 mm		anode de 80 mm	anode de 80 mm
tournant 5.600 tours		foyer 2^2	foyer $1,2^2$
0,02 sec	80 kw.	48 kw.	25 kw.
0,05 —	70 —	45 —	22 —
0,1 —	60 —	40 —	20 —
0,5 —	40 —	30 —	15 —
1 —	17 —	15 —	12 —

— *tension maxima applicable : 110 kv.,*

— le tube est enfermé dans une cupule « TUTO » en métal et porcelaine, avec ventilation forcée.

Pour l'appareillage d'alimentation, nous pouvons citer :

De la COMPAGNIE GÉNÉRALE DE RADIOLOGIE :

— le SUPER-TÉTRAVAL, générateur à 4 kénotrons à grand rendement muni du SYNCHROCONTACTEUR, minuterie synchrone qui agit sans relais sur le courant primaire ;

— le CUMULIX, l'appareil à condensateurs du Docteur LEDOUX-LEBARD dont nous avons parlé ;

— le TRIPHARIX, générateur à 6 kénotrons sur triphasé, muni du *compteur-relais électrostatique* dont nous avons indiqué le principe.

De MASSIOT :

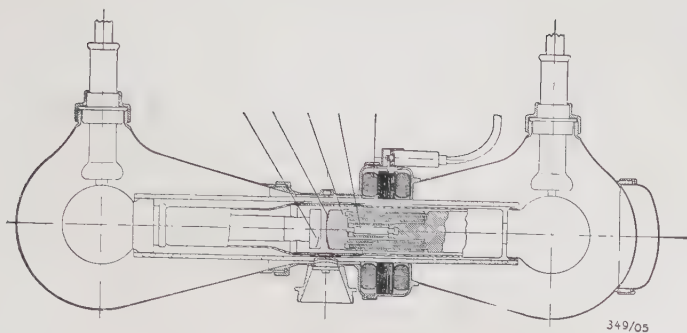
— LE GÉNÉRATEUR STATIQUE K.4 D. pour diagnostic intensif, montage 4 kénotrons, pourvu de la *minuterie synchrone* MASSIOT ;

— un APPAREIL A CONDENSATEUR, comportant une self sur le circuit de décharge et un régulateur d'induction pour le réglage de la tension de charge ;

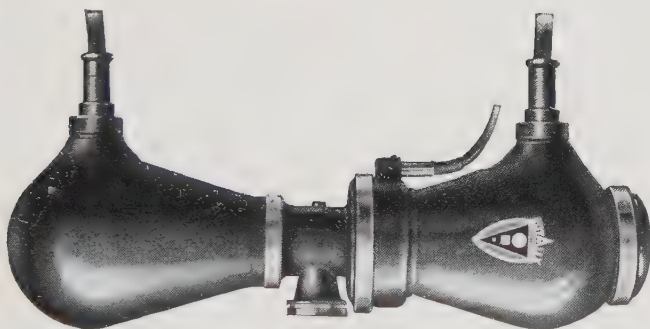
— un GÉNÉRATEUR STATIQUE TYPE TRIPHASÉ, dont la minuterie commande des *contacteurs haute tension fractionnés*, fonctionnant dans l'air avec une très faible inertie.

De PHILIPS :

— l'appareil ROTALIX-SPECIAL, comprenant dans une



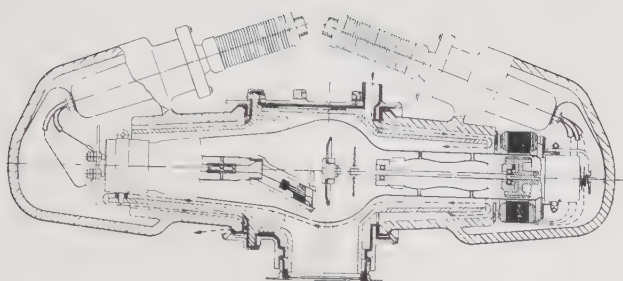
Coupe



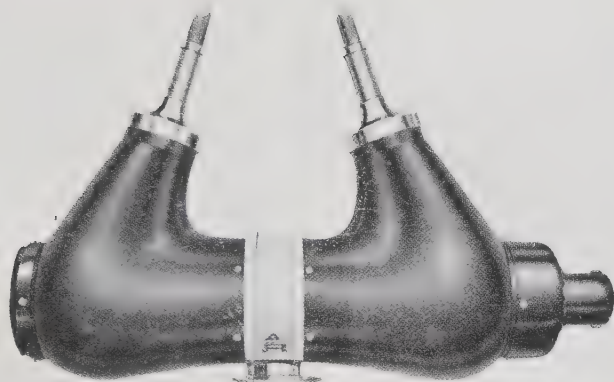
Vue extérieure

Tube ROTALIX de Philips.

Fig. 15 16



Coupe



Vue extérieure

Tube PANTIX de Siemens.

Fig. 17-18

même cabine métallique le générateur à condensateur avec self en série sur le circuit de décharge, un tube *Métalix* ordinaire à foyer linéaire fin pour la radioscopie, un tube ROTALIX pour la radiographie debout ou couché.

Les écrans à grain fin sont actuellement fabriqués par SIEMENS sous le nom de SINEGRAN-RUBRA.

CONCLUSIONS

Pour mériter le qualificatif de bonnes, les images radiographiques doivent être, à la fois, nettes et contrastées.

La netteté exige, de par les lois des projections coniques et la nécessité d'immobilité du sujet pendant la pose, que l'on travaille à grande distance, avec une surface focale très petite, en instantané très bref, avec élimination du rayonnement diffusé et en utilisant, si possible, des écrans à grain fin.

Pour obtenir un contraste convenable, il faut utiliser une petite surface de foyer, éliminer le rayonnement secondaire, se servir de rayons moyennement pénétrants.

Or tous ces desiderata sont contradictoires, car, grande distance, temps de pose court, emploi d'antidiffuseurs, écrans à grain fin, pénétration moyenne entraînent tous à d'incessantes augmentations de l'énergie qui doit rayonner de l'anticathode. Et celle-ci, pour supporter sans dommage de grandes puissances, doit présenter une grande surface au bombardement électronique.

La charge que peut recevoir une anticathode est conditionnée par l'élévation de température produite par

l'arrêt des électrons et qui ne doit jamais approcher la température de fusion du tungstène.

Il était donc indispensable, pour augmenter la charge spécifique apparente du tungstène — seul utilisable actuellement comme matériau anodique — d'avoir recours à des artifices.

Le foyer linéaire de GOTZE permet de multiplier par 4 cette charge spécifique.

Mais combien supérieure encore est la solution de *l'anticathode tournante*, puisque c'est par 40 ou 80 qu'elle multiplie la puissance applicable à la pastille de tungstène.

Enfin, l'emploi de ces tubes nécessite une installation soignée. Il ne faut pas lésiner sur le reste de l'appareillage, on ne peut tirer vraiment tout le parti possible de leurs merveilleuses qualités qu'avec des organes d'alimentation qui leur sont appropriés en tant que puissance et rapidité de pose.

Vu, le Doyen :
ROUSSY.

Vu, le Président,
STROHL.

Vu et permis d'imprimer
Le Recteur de l'Académie de Paris,
CHARLETY.

BIBLIOGRAPHIE

- BOUWERS. — « Temperature distribution on the anode of an X-ray tube », (*X-ray research and development*).
- « En Röntgenbuis met draaiende antikathode », *Physica*, 1930.
- « Über eine neue Anodenkühlung für Röntgeröhren », *Fortschritte u. d. Gebiete d. Röntgenstrahlen*, 1932.
- « Über die Technik der Momentaufnahmen », *Acta Radiologica*, 1931.
- « An X-ray tube with a rotating anode and an anode cooler », *X-ray research and development*.
- « Le foyer du tube à rayons X et la charge admissible », *Archives d'Electricité Médicale*, 1930.
- BOUWERS et VAN DER TUUCK. — « Secundaire electronen in Röntgenbuizen », *Physica*, 1932.
- BRETON. — « Les rayons cathodiques et les rayons X », *Revue scientifique et industrielle de l'année 1898-99*.
- COOLIDGE AND MOORE. — « Roentgen-rays from source other than the focal spot in tube of pure electron discharge type », *General electric review*, 1917.
- DAAN. — *Over de betchwenis van de Röntgenbuis met draaiende anode voor de longröntgenographie*.
- DIACLÈS. — *Téléradiographie, Stéréoradiographie*, 1930.
- DUBOST. — *La physique des rayons X*, 1929.
- EGGERT. — *Introduction à la photographie radiologique*, 1934.
- FRANCKE. — « Die Rotalix technik », *Technische Mitteilungen für Röntgenbetriebe*, 1933.
- HALBERSTADT. — « Über die Belastbarkeit von Brennflecken », *Technische Mitteilungen für Röntgenbetriebe*, 1933.

- HERDNER. — « Les grands instantanés en Radiographie. L'exactitude de leur mesure sur compteur précis gradué en centièmes de seconde », *Société de Radiologie de l'Est*, 1930.
- HONDIUS BOLDINGH. — « A spécial apparatus for radiographie examination of the chet », *X-ray research and development*.
- LEDoux-LEBARD. — *Manuel de Radiodiagnostic clinique*, 1933.
- LEDoux-LEBARD et DAUVILLIER. — *La physique des rayons X*, 1924.
- MASSIOT. — « Présentation d'un générateur à condensateur », *Bul. et Mém. de la Soc. de Radiologie médicale de France*, 1933.
- MASSIOT et BIQUARD. — *L'instrumentation en radiologie pratique*, 1932.
- MOULLE. — *De la méthode dans l'examen radiologique du poumon*, thèse, Paris, 1934.
- POITTEVIN. — « Sur les possibilités d'obtention de temps de pose très courts », *Société d'électroradiologie de l'Est*, 1932.
- RENAUX. — *Technique radiographique moderne*, 1926.
- VAN DER TUUCK. — « The trajectory of electrically charged particles under the influence of an electrostatic field », *Radiology*, 1930.
- UNGELNENK. — « Eine Röntgenröhre mit Drehanode und Hochtemperatur Strahlungskühlung, *Mitteilungen a.d. Arbeitsgebiet*, 1934.
-

Imprimerie F. BOISSEAU, 34, rue du Taur. — TOULOUSE

103

